



DISEÑO DE UN CENTRO DE RADIOTERAPIA CON DOS BUNKER PARA ACELERADORES LINEALES Y UNA SALA DE SIMULACION

MILLER ARMANDO AVILA MACIAS



UNIVERSIDAD CATOLICA DE COLOMBIA

FACULTAD DE INGENIERIA

INGENIERIA CIVIL

BOGOTA D.C.

2020

La presente obra está bajo una licencia:

Atribución-CompartirIgual 2.5 Colombia (CC BY-SA 2.5)

Para leer el texto completo de la licencia, visita:

<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/2.5/co/>



**DISEÑO DE UN CENTRO DE RADIOTERAPIA CON DOS BUNKER PARA
ACELERADORES LINEALES Y UNA SALA DE SIMULACION**

MILLER ARMANDO AVILA MACIAS

**Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero civil**

DIRECTOR

INGENIERA OLGA LUCIA VANEGAS

CODIRECTOR

LICENCIADO DAVID LEONARDO CAÑAS

UNIVERSIDAD CATOLICA DE COLOMBIA

FACULTAD DE INGENIERIA

INGENIERIA CIVIL

2020



Atribución-CompartirIgual 2.5 Colombia (CC BY-SA 2.5)

La presente obra está bajo una licencia:

Atribución-CompartirIgual 2.5 Colombia (CC BY-SA 2.5)

Para leer el texto completo de la licencia, visita:

<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/2.5/co/>

Usted es libre de:

- Compartir - copiar, distribuir, ejecutar y comunicar públicamente la obra
- hacer obras derivadas
- hacer un uso comercial de esta obra



Bajo las condiciones siguientes:



Atribución — Debe reconocer los créditos de la obra de la manera especificada por el autor o el licenciante (pero no de una manera que sugiera que tiene su apoyo o que apoyan el uso que hace de su obra).



Compartir bajo la Misma Licencia — Si altera o transforma esta obra, o genera una obra derivada, sólo puede distribuir la obra generada bajo una licencia idéntica a ésta.





Nota de Aceptación

Presidente del Jurado

Jurado

Jurado

Bogotá D.C., Diciembre del 2020



TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCION	10
1. GENERALIDADES	
1.1. ANTECEDENTES	11
1.2. PLANTEAMIENTO Y FORMULACION DE PROBLEMA	13
1.3. OBJETIVOS	
1.3.1. Objetivo general	14
1.3.2. Objetivos específicos	15
1.4. JUSTIFICACION	15
1.5. DELIMITACION	
1.5.1. Espacio	16
1.5.2. Tiempo	16
1.5.3. Contenido	16
1.5.4. Alcance	16
1.6. MARCO REFERENCIAL (TEORICO Y CONCEPTUAL)	
1.6.1. Que es un acelerador lineal	17
1.6.2. Tipos de radiación	20
1.6.3. Buenas prácticas clínicas en Colombia	23
1.6.4. Marco conceptual	24
1.7. ESTADO DEL ARTE	26
1.8. METODOLOGIA	
1.8.1. TIPO DE ESTUDIO	28
1.8.2. FUENTES DE INFORMACION	
1.8.2.1. Marco legal y Normativo	29
1.8.2.2. Literatura y artículos referentes	30
2. Pre diseño centro de radioterapia	
2.1. Salas de radio terapia	30
2.2. Sala de simulación para tomografía	30
2.3. Espacios adecuados para centro de radioterapia	30
3. Planos arquitectónicos	31



4. SELECCIÓN DE ACELERADORES LINEALES	33
5. DISEÑO DE LOS BUNKER.	
5.1. Propósito y alcance	37
5.2. Cantidades y unidades	38
5.3. Áreas controladas y no controladas	39
5.4. Medidas para Evaluar para diseño de Blindajes	40
5.5. Carga de trabajo	40
5.6. Factor de ocupación	41
5.7. Barreras protectoras	42
5.8. Tipos de instalaciones de radio terapia	43
5.9. Métodos de calculo	
5.9.1. Barreras primarias	
5.9.1.1. Enfoqué estándar	44
5.9.1.2. Anchos de barrera	49
5.9.1.3. Barreras laminadas	50
5.9.1.4. Factor de uso	52
5.10. Sala de tomografía	52
6. DETALLES ESTRUCTURALES.	
6.1. GENERAL	57
6.1.1. Ubicación	58
6.1.2. Provisión para necesidades futuras	59
6.1.3. Tamaño de la sala de tratamiento.	60
6.1.4. Enclavamientos y luces de advertencia.	60
6.1.5. Control de consola	61
6.1.6. Acceso a la cámara acorazada de conducción.	62
6.1.7. Conductos.	62
6.1.7.1. Calefacción ventilación y aire acondicionado u conductos de alto voltaje.	6
6.1.7.1.1. Conductos que atraviesan el techo.	63
6.1.7.1.2. Cables de máquina.	63
6.1.7.1.3. Conductos de agua y eléctricos.	63



7. Diseño de estructura.	
7.1. Selección de tipo de sistema estructural.	64
7.2. Modelación de estructura en RCB.	64
7.3. Memoria de cálculos de diseño de estructura.	65
7.3.1. Reacciones ver anexo 1	65
7.3.2. Diseño de vigas y columnas ver anexo 2	66
7.3.3. Datos de entrada ver anexo 3	67
7.3.4. Derivas ver anexo 4	68
7.3.5. Sismo ajustado ver anexo 5	69
7.3.6. Sismo espectral ver anexo 6	70
7.3.7. Redundancia. Ver anexo 7	71
7.3.8. Irregularidad de vertical ver anexo 8	72
7.3.9. Irregularidad en planta ver anexo 9	73
7.3.10. GRAFICAS	74
8. CONCLUSIONES.	78
9. RECOMENDACIONES	79
10. BIBLIOGRAFIA.	80

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: incidencia estimada para los canceres en Colombia para el año 2035
- Figura 2: acelerador lineal Varian Clinic lx
- Figura 3: distribución espacial de rayos x alrededor del blanco
- Figura 4: componentes del cabezal de un acelerador lineal
- Figura 5: efecto fotoeléctrico
- Figura 6: efecto Compton
- Figura 7: efecto fotoeléctrico
- Figura 8: tipos de radiación y materiales que pueden penetrar
- Figura 9: Planta arquitectónica 1 piso ver anexo planos
- Figura 10: Planta arquitectónica 2 piso ver anexo planos
- Figura 11: imagen del tomógrafo SOMATOM Definition AS Open-RT Pro edition
- Figura 12: acelerador lineal multi energético siemens
- Figura 13: acelerador lineal Varian 21 EX
- Figura 14: grafica de conversión dosis equivalente en función de la energía de neutrones.
- Figura 15: fuentes de radiación primaria: de fuga y dispersa: paciente.
- Figura16: Ancho de la barrera primaria que sobresale en la habitación.
- Figura17: Sala de tomografía computarizada.
- Figura 18: cuarto de mando centro de radioterapia

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 ficha técnica del tomógrafo SOMATOM Definition AS Open-RT Pro edition.

Tabla 2 ficha técnica acelerador lineal de alta energía siemens [1].

Tabla 3: ficha técnica acelerador lineal Varian 21 EX

Tabla 4: Cálculos de BPI para barrera de transmisión de la barrera primaria.

Tabla5: Factores de ocupación sugeridos (para usar como guía en la planificación del blindaje cuando no se dispone de otras fuentes de datos de ocupación).

Tabla 6: Barreras primarias TVLs para concreto ordinario de (2.35g cm-3) y acero de (7.87 g cm-3).

Tabla 8: Factor de uso para las diferentes barreras

Tabla 9 Distancias de la fuente a los puntos de control, límite de dosis y tipo de zona para tomografía computarizada

Tabla 10: Valores de CTDIvol y DLP tomada de la tabla 5.2 del NCRP.147

Tabla 11: Parámetros de ajuste α , β y γ para salas de tomografía.

Tabla 12. Parámetros para el cálculo y valores calculado para Ksec,B y espesor x(mm) en concreto plomo para las barreras secundarias para cada punto de control del tomógrafo



La universidad católica de Colombia dentro de su pensum académico para ingeniería civil, establece diferentes cátedras como lo son en ciencias básicas; ondas y electromagnetismo además de materias como geotecnia análisis de estructuras y diseño de estructuras tanto en concreto como metálicas, dentro del desarrollo de estas se busca aplicar estos conocimientos y las diferentes líneas de suelos y estructuras para hacer el diseño de los bunker y el centro de radio terapia que es de lo que trata este trabajo de grado.

En los últimos años el uso de equipos especiales para el tratamiento de enfermedades como diferentes tipos de cáncer u tumores, se ha convertido en una de las principales necesidades dentro de la medicina especialista.

Existen varias formas de tratar este tipo de enfermedades, entre estas tenemos la radio-terapia que se basa en la emisión de diferentes tipos de radiación mediante electrones, fotones y neutrones con altas frecuencias y energía la cual es emitida a la zona afectada por pequeñas dosis para así aniquilar las células dañinas y buscar eliminar el tumor.

Este tipo de radiación se tiene que usar de una manera responsable y controlada, ya que si no existe el control adecuado los daños tanto en el paciente como los Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos (TOE), así como en las instalaciones contiguas al lugar donde se está realizando la intervención, si no se tiene el respectivo control de las emisiones de partículas esto puede traer graves consecuencias en la salud de los pacientes con sus respectivos acompañantes así como los (TOE).

Es así que los aceleradores lineales de partículas se basan en un importante descubrimiento que hicieron en conjunto en el año 1896 el reconocido físico de nacionalidad francesa Henri Becquerel y los esposos Marie Curie y Pierre Curie (cuyo trabajo conjunto les dio el premio Nobel en dicho año , ellos descubrieron el fenómeno de la radioactividad la cual algunos átomos de carácter inestable la poseen como lo son por ejemplo (Polonio con número atómico 84, Radio con número atómico 88, torio con número atómico 90 o el más famoso de todos por ser el principal compuesto utilizado en la bomba atómica el uranio con número atómico 92).

Es así que la idea principal es la de hacer el diseño del blindaje de los bunker a partir del análisis físico requerido y también diseñar de forma integral un centro de radio terapia en diversas fases de la ingeniería como lo es el diseño de la estructura en general.

1. GENERALIDADES.

1.1. ANTECEDENTES.

La ley 715 del 2001 dictó acciones para que las construcciones hospitalarias cumplan con la normatividad vigente de sismo resistencia (NSR10) es así que todas las estructuras donde funcionen sistemas de salud deben cumplir con los estándares de calidad exigidos por ley y que por obvias razones son mucho más exigentes que estructuras comunes como edificios casas torres de apartamentos etc.

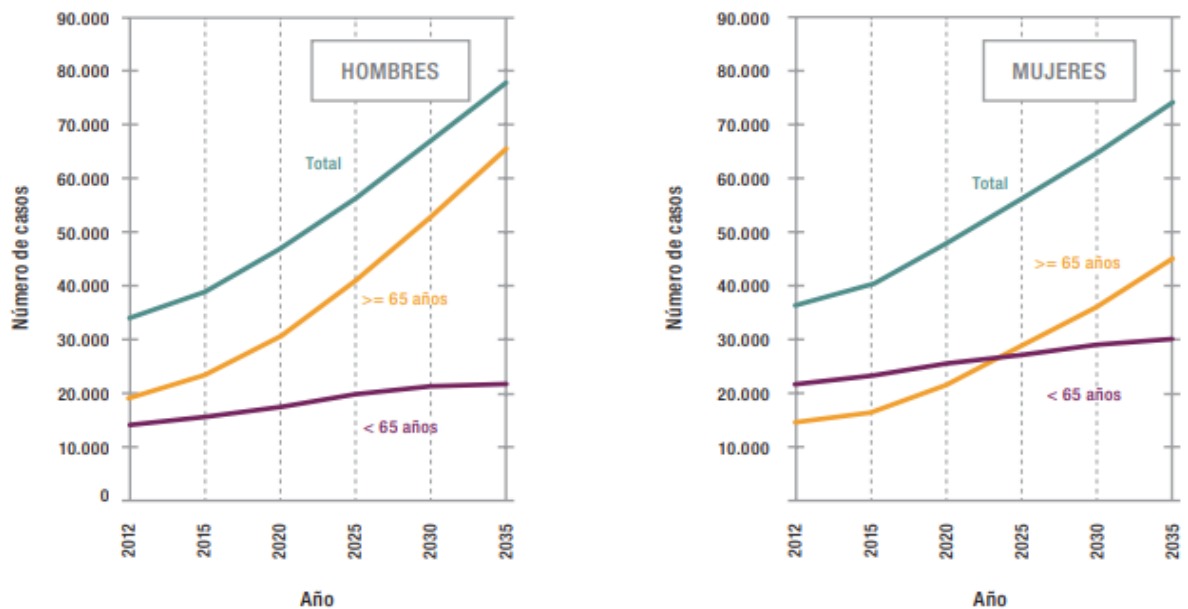
En el año de 1993 mediante la ley 100 Colombia aprobó la ley que adoptó el sistema general de seguridad social en salud, en el cual actores tanto públicos y privados pueden asegurar y brindar salud a la población en general, la cual dentro de las opciones que las diferentes empresas aseguradoras brindan, pueden escoger el seguro que más les convenga o llame la atención según su servicio, los trabajadores deben estar afiliados a alguna de estas aseguradoras ya que por ley es obligación de la empresa contratante tener a sus empleados dentro de un sistema de salud así como aseguradora de riesgos profesionales (ARL) y un sistema de pensión, independiente del tipo de contrato que esta maneje.

En una publicación hecha por Naciones Unidas (CEPAL) con autoría de las investigadoras Ursula Giedion, Giota Panopoulou y Sandra Gómez autoras del artículo: del Diseño y Ajuste de Planes Explícitos entre ellos caso de Colombia, dentro de la investigación mostraron las diferentes tipos de enfermedades que estos sistemas de salud deben cubrir para el caso de nuestro país como diferentes tipos de cáncer en niños y adolescentes como por ejemplo meduloblastoma, neuroblastoma, diferentes tipos de leucemia y tumores, así como cáncer de mama y otros tipos de cáncer como el cervico-uterino entre otros, en caso de que una aseguradora no cumpla o se niegue a brindar los tratamientos adecuados el paciente y sus familiares pueden acogerse a una opción de tutela en la cual si esta falla a favor el sistema de salud al que está afiliado está obligado a cubrir con los respectivos

procedimientos de tratamiento y algunos medicamentos que el paciente requiera. [2]

En los respectivos tratamientos encontramos la radioterapia la cual es la que utiliza los diferentes Linac para los diferentes tratamientos de cáncer y tumores de la población de pacientes, el instituto nacional de cancerología de Colombia para el año 2015 mostro un análisis del cáncer en Colombia proyectando una incidencia del cáncer en el país para el 2035 mostrándonos resultados como se podrán observar en la siguiente figura:

Figura 1: *incidencia estimada para los canceres en Colombia para el año 2035*



Fuente: revista instituto de cancerología: [3]

En este artículo ellos evidencian la problemática que nuestro país actualmente enfrenta y además va a enfrentar en los próximos años, el crecimiento de los casos de cáncer para este año en caso de hombres es de aproximadamente 50000 casos y se puede estadísticamente observar



que con esta enfermedad para el año 2035 estará cerca de los 80000 casos, en el caso de mujeres las estadísticas no son nada alentadoras, para este año el número de casos está cerca de los 48000 y para el año 2035 ya será de aproximadamente 74000, este artículo nos evidencia que la demanda de tratamientos cada vez es más grande y año por año ira en un considerable aumento, es por ello que además de la adquisición de nuevos aceleradores lineales para lograr hacer el respectivo tratamiento se deben construir y/o adecuar en hospitales y clínicas nuevos centros de radioterapia que cumplan con los estándares internacionales para Colombia con el ministerio de salud y la construcción de instalaciones especiales que se puede hallar en la NSR10. [3]

1.2. PLANTEAMIENTO Y FORMULACION DEL PROBLEMA

Dado que existe un aumento de casos de cáncer por todo el país y se observa que en los próximos años estos seguirán con un aumento significativo. Según estudios de la medicina especialista esta enfermedad se puede tratar de dos diferentes formas, la primera es la quimioterapia que se basa en la transfusión vía sanguínea de químicos que ataquen las células cancerígenas, la segunda opción es la radio terapia que como ya se ha dicho anteriormente se basa en la emisión de radiación por parte de aparatos especializados como los Linac hacia las células afectadas mediante pequeñas dosis en el tiempo para acabar con el tumor. [4]

Para ello se deben construir instalaciones adecuadas ya que la radiación que emite los Linac puede interactuar con lugares y personal aledaños a los lugares donde estos están ubicados para la disposición del personal profesional y para el adecuado tratamiento que requieren los pacientes, hay que tener en cuenta que los bunker se pueden adaptar para instalaciones de clínicas y hospitales ya construidas que pretenden subir su nivel de atención o como es en este caso, construir un centro de radioterapia externo y especializado en solo proporcionar este servicio.

Este trabajo pretende dar solución a dos factores, el primero el análisis físico que se requiere para el diseño de los bunker que aloja los Linac calculando los espesores y materiales que sean capaces de atenuar la radiación emitida, una vez se tiene el diseño el segundo factor es diseñar el centro de radioterapia en general con sus instalaciones correspondientes que garanticen una adecuada prestación del servicio teniendo en cuenta que la estructura debe cumplir la normatividad de la Nsr10 que contempla construcciones especiales.

De lo expuesto con anterioridad surge la siguiente pregunta:

¿Qué aspectos técnicos se deben tener en cuenta para el diseño global de un centro de radioterapia que cumpla con los estándares nacionales e internacionales tanto a nivel físico que permita un lugar seguro para los Toes así como en el nivel de ingeniería que se requiere para construir dichas instalaciones?

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. Objetivo general.

Diseñar un centro de radioterapia con dos bunker para aceleradores lineales y una sala de simulación bajo la normatividad de la NCRP y la Nsr10 para construcción de estructuras especiales.

1.3.2. Objetivos específicos.

- Identificar mediante análisis físico-teórico los niveles de radiación estándar que reciben los bunker por incidencia de los aceleradores lineales y la sala de simulación.



- Diseñar mediante la normatividad del organismo internacional de energía atómica y la NCRP los blindajes correspondientes a los bunker y la zonas controladas del centro de radioterapia.
- Elaborar planos de diseño arquitectónico y estructural de un prototipo de un centro de radioterapia, teniendo en cuenta las cargas de los blindajes y la estructura de este usando el software RCB.

1.4. JUSTIFICACION:

Los efectos de la radiación dependiendo de las dosis y el tiempo de exposición en el cuerpo son diversos, en los pacientes se evidencian aparición de cánceres y tumores en diferentes órganos, malformaciones congénitas en caso de mujeres embarazadas, quemaduras por irradiación, así se evidencian efectos no estocásticos los cuales se pueden relacionar a dosis altas produciendo efectos bastante inmediatos y visibles, mientras que los estocásticos son mediante dosis bajas pero con repetición en el tiempo, como por ejemplo la radiación a la que están expuestos los TOES, los efectos no son inmediatos pero en el transcurso de años se logran evidenciar, como por ejemplo daños en diversos órganos y tejidos del cuerpo, mutaciones genéticas y esterilidad. [5]

A nivel internacional las entidades que se encargan de protocolizar las construcciones y el uso de la radiación en diferentes áreas como la medicina, la industria petrolera, la aviación y la industria en general. Son el organismo internacional de energía atómica la National Council On Radiation Protection and Measurements (NCRP por sus siglas en inglés) y para Colombia el ministerio de minas y energía además del ministerio de salud entre otros.

Es una necesidad entonces construir instalaciones adecuadas para manejar de forma segura los diferentes tipos de radiación que son capaces de emitir para nuestro caso los aceleradores lineales, la Nsr10 también contempla en el título B y C la construcción de estructuras especiales como hospitales clínicas etc. [6]



1.5. DELIMITACION.

1.5.1. ESPACIO.

Por la situación actual de la pandemia y debido al no uso de laboratorios el espacio a usar para la realización de este trabajo de grado será de forma remota en casa debido a que no se pueden usar las instalaciones de la Universidad Católica De Colombia por cuestiones de protocolos sanitarios y de bioseguridad.

1.5.2. Tiempo

Este trabajo inicio en junio del 2020 y termina en noviembre del mismo año como ponencia del trabajo de la materia de proyecto de grado.

1.5.3. CONTENIDO.

Este trabajo consta del diseño de un centro de radio terapia mediante el análisis físico de la radiación y diseño de los bunker que contienen los aceleradores lineales así como las debidas barreras de protección, una vez se obtuvo el diseño de los bunker se hizo los respectivos diseños estructurales de estos, además consta del diseño de cimentación y los respectivos diseños estructurales soportados por el programa estructural RCB.

1.5.4. ALCANCE

Este trabajo propondrá diseños de ingeniería a partir de estudios físicos para estructuras hospitalarias especializadas en tratamientos de radioterapia, los estudios físicos se basaran en los efectos de la radiación sobre el cuerpo humano y las estructuras, para ello se calculara el blindaje necesario para la protección de los anteriormente mencionados, además del análisis físico, se diseñara aparte la estructura de los bunker que alojaran los Linac,



asi como el diseño de todo el centro de radioterapia, este se propone no dentro de alguna instalación clínica u hospitalaria existente sino que será un centro externo con su propio lote y espacios adecuados para su construcción incluyendo estructura .

El desarrollo del trabajo se hará dentro del calendario propuesto en un máximo de tres meses para que así el tiempo restante dedicarlo a las debidas correcciones que exija el jurado.

1.6. MARCO REFERENCIAL TEORICO Y CONCEPTUAL

1.6.1. QUE ES UN ACELERADOR LINEAL

Desde que se descubrieron los efectos de la radiación en el cuerpo y se logró usar esta para tratamientos de diferentes tipos de enfermedades, se han modificado algunos importantes componentes para así controlar de una forma más eficiente el haz de irradiación para obtener mejores resultados.

En la figura 2 se logra observar el acelerador lineal Clinac Varian lx, este es bastante usado en varios centros de tratamiento a nivel mundial. En este se puede observar la camilla donde se ubica al paciente, una estructura que es movable ubicada alrededor de la camilla que se nombra gantry y un centro de sistema de alta resolución de imagen digital

El gantry en su estructura interna cuenta con un acelerador lineal que usa ondas de tipo electromagnético para así lograr una aceleración de los electrones hasta lograr frecuencias altas llevando a esto altas dosis de energía cuyas unidades están en los mega electro voltios (Mev).

Los electrones al alcanzar la energía requerida logran hacer un haz y son lanzados contra un material de alto número atómico como lo es el tungsteno u oro, logrando con esto mediante el efecto fotoeléctrico generar fotones de alta frecuencia debido al proceso de desaceleración que dichos sufren gracias a la interacción con el material.

En la figura 3 podemos observar una representación de la distribución de los rayos x colindando el material (el cual se puede conocer como blanco).

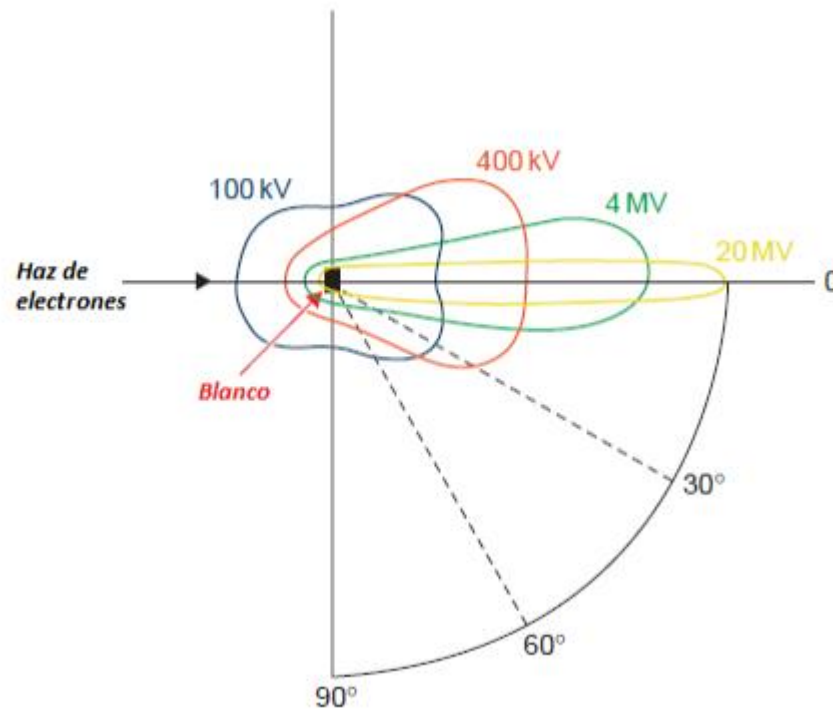
Es así que se observa que la dirección de los electrones es directamente proporcional a la energía de los electrones que están incidiendo. En niveles de energía bajos, inferior a los 100 kEv la radiación X se logra emitir de una forma igual pero en todas direcciones, pero si la energía con que impactan los electrones va en aumento la dirección de los rayos X es más eficiente y por ende sus características son más penetrantes, es así que los aceleradores lineales aprovechan este grado de penetración para así lograr llegar a tumores más lejanos y profundos dentro de cierto órgano y tejido. [7]

Figura 2: Acelerador Lineal Varian Clinic Ix



Fuente: Tomado de Medical expo: [8]

Figura 3: Distribución espacial de rayos x alrededor del blanco



Fuente:

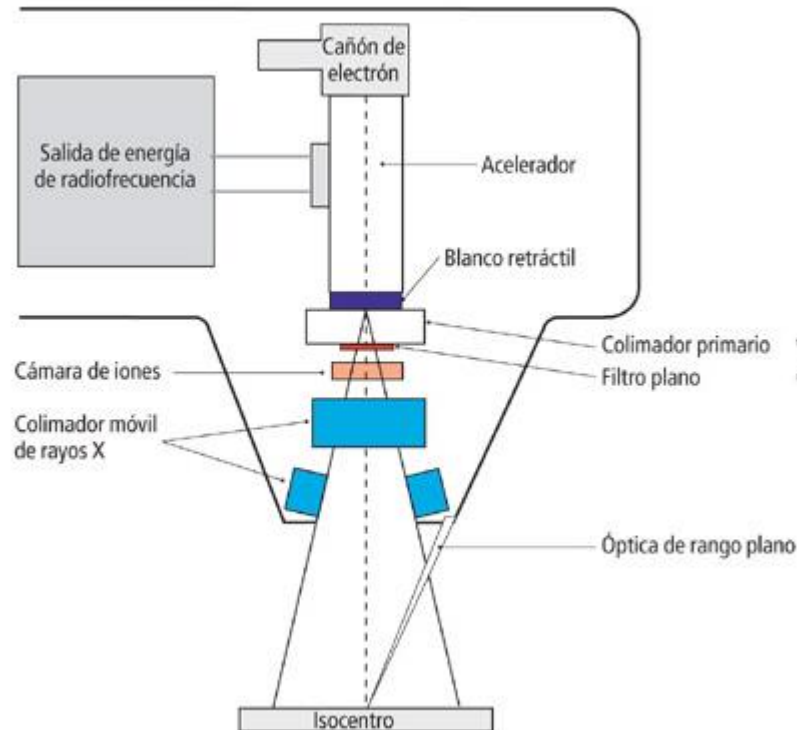
Fuente: COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA ARGENTINA,
p: [7]

Como parte importante del gantry tenemos el cabezal figura 4 el cual tiene dentro de sus componentes:

- Blanco
- Colimador
- Filtro aplanador
- Cámaras monitoras
- Colimadores secundarios
- MLC(MULTILEAF Collimator)
- Bandejas
- Bloques de cerrobend
- Cuñas

Figura 4: Componentes del cabezal de un acelerador lineal

Diseño del cabezal de tratamiento recto



Fuente: www.elhospital.com: [9]

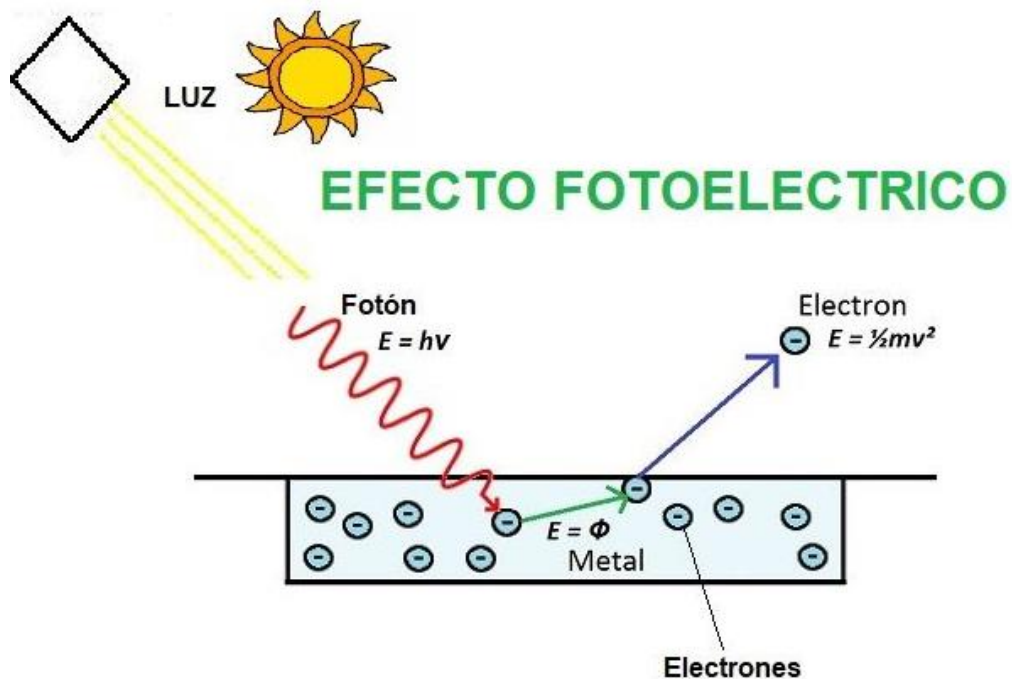
1.6.2. Tipos de radiación.

Existen 3 tipos principales de radiación que se usan en este tipo de aceleradores como lo son:

- 1.6.2.1. **Efecto Fotoeléctrico:** en 1921 el físico Albert Einstein recibió el premio nobel de física no por sus trabajos sobre la teoría de relatividad espacial ni general, sino por descubrir el efecto fotoeléctrico que había trabajado desde 1905, el diseño un experimento en donde mediante un arreglo experimental de unas placas metálicas paralelas las cuales se introducen dentro de una botellas, estas se conectan a un potenciómetro un voltímetro y una batería, el ilumino mediante un cátodo emisor este arreglo de placas y al hacer los fotones la interacción con estas se lograba leer una baja emisión de corriente, al aumentar intensidad de la luz, es decir el número de fotones se lograba obtener una lectura de

corriente mayor, mostrándonos que la interacción de los fotones con las placas producía una liberación de electrones por parte de esta y comprobando que el número de electrones es directamente proporcional a la intensidad de la luz. [10]

Figura 5: efecto fotoeléctrico



Fuente: areatecnologia.com [11]

Las ecuaciones de la figura nos muestra para la emisión de luz la ecuación de Max Planck de la energía de un fotón donde:

$$E = h * f \text{ Ecuación 1}$$

$E = \text{energía}, h = \text{constante de Planck} = 6,626 \times 10^{-34} \frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{s}}, f = \text{frecuencia}$

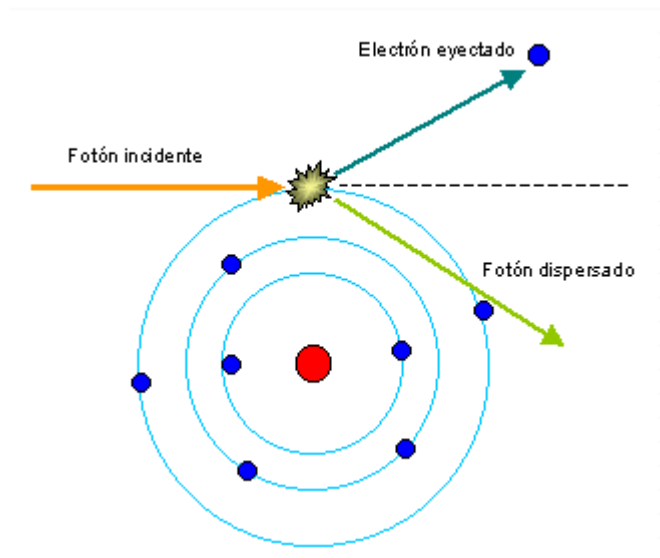
Y la reflexión corresponde a la ecuación de Energía cinética con:

$$E = \frac{1}{2}mv^2 \text{ Ecuación 2}$$

$E = \text{energía}, m = \text{masa de un electrón} = 9,1 \times 10^{-31} \text{ kg}, v = \text{velocidad}$

1.6.2.2. **Efecto Compton:** este efecto descubierto por el físico Arthur Compton en 1923, el al experimentar con rayos X y direccionándolos hacia un bloque compuesto por carbón, después del choque estos se difundían en varias direcciones, observando que la longitud de onda de los rayos era proporcional al ángulo difundido, mostrándonos entonces que al chocar un fotón con un electrón libre este pierde una fracción de su energía. [12]

Figura 6: efecto Compton

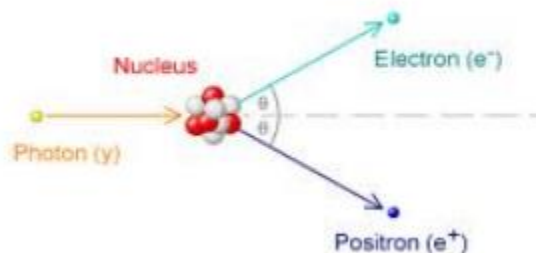


Fuente: *el GPS y la teoría de la relatividad* [13]

1.6.2.3. **Producción de Pares:** Este fenómeno ha sido la base para lograr hallar los diferentes tipos de partículas que se han descubierto en aceleradores como el Gran Colisionador de Hadrones creado por la organización europea para la

investigación nuclear en suiza (CERN por sus siglas en francés, *Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire*), consiste en emitir una partícula cargada con gran energía haciéndola colisionar con otra, por ejemplo electrones y positrones, después del choque aparecen varias clases de partículas que se desconocen con anterioridad, estas partículas dentro de la mecánica cuántica se conocen como partículas elementales. Producto de estas colisiones se pueden evidenciar reacción de alta energía conocidas como reacciones nucleares generando fotones a intensidades como los rayos gamma. [14]

Figura 7: efecto fotoeléctrico



Fuente: Interacción Radiación-Materia conceptos básicos [15]

1.6.3. Buenas prácticas clínicas en Colombia

El ministerio de protección social en el año 2008 expidió la Resolución 2378 del 27 de Junio del presente año, el objeto de esta resolución se basa en las buenas prácticas clínicas en Colombia en donde los centros tienen que cumplir con estándares internacionales, los protocolos científicos que se usen dentro de las instalaciones para manejar los debidos tratamientos que los especialistas de la



salud aplican sobre sus pacientes, así mismo los lugares donde se efectúan estos tratamientos deben ser los más adecuados y seguros posibles para ello los diseños del blindaje de los búnkeres deben ser completamente eficientes y cumplir minuciosamente con la seguridad que debe brindarle a todo el personal que haga uso de las instalaciones o trabaje dentro de ellas, las buenas prácticas clínicas también se refieren a que los procesos de diseño, monitoreo, realización, conducción, auditoria, registro, análisis y reporte de todos los datos que esto encierra sean creíbles y precisos, razón por cual no pueden haber interferencias de contaminación radioactiva en cada una de las instalaciones de control que se encuentran dentro de centro de radioterapia. [16].

Como el objetivo principal de este trabajo es el de diseñar tanto los bunker así como el centro de radioterapia en general utilizando el reporte de la NCRT 151 se tendrán en cuenta los parámetros básicos de diseño para el blindaje adecuado de los muros, suelo y techo teniendo en cuenta las barreras primarias y secundarias, así como la correcta selección de puertas anti radiación y otros aspectos técnicos que pueden aparecer en el diseño de estos.

Dado que los muros tienen unas cargas muy altas se debe diseñar la cimentación adecuada y a partir de la cimentación la estructura acorde que cumpla con los requerimientos dados.

1.6.4. MARCO CONCEPTUAL

Blindaje: proteger instalaciones y personal que usa o trabaja en el centro de radioterapia de la radiación emitida por los Linac mediante barreras protectoras como hormigón, placas de plomo, placas con aleación de materiales que sean capaces de absorber y acentuar la energía dicha radiación.

Bunker: construcción de lugar destinado a proteger de ataques generalmente externos como misiles, bombas, proyectiles entre otros, en nuestro caso su uso se centra en la protección de la radiación interna producido por los Linac.

Centro de Radioterapia: instalación que cumple con los diseños físicos y estructurales adecuados para efectuar tratamientos a pacientes con cáncer, tumores u otras enfermedades, de una forma segura, profesional y confiable.



Cimentación: elementos estructurales cuya funcionalidad es la de transmitir las cargas de la estructura al suelo de una forma uniforme y que no supere la carga admisible de este ni produzca algún tipo de carga zonal.

Columna: elemento estructural vertical cuya función es soportar la estructura horizontal de un edificio.

Construcción sismo-resistente: esta se refiere a tipo de estructura que cumple con los altos estándares de calidad requeridos para que en caso de un sismo, terremoto o temblor de tierra, no aparezcan daños de la estructura, cabe recalcar que en caso de una emergencia de este tipo, los lugares más convergentes por parte de la población son las clínicas, hospitales y centros hospitalarios por ende la norma es especialmente estricta para este tipo de edificación.

Deflexión: distancia que un elemento estructural se desplaza debido a la aplicación de una carga.

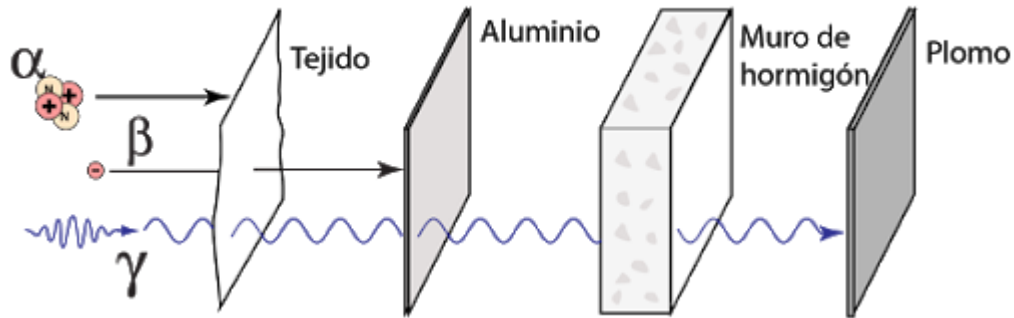
Esfuerzo: es el cociente entre las fuerzas aplicadas y el área de una sección estructural.

Radiación alpha: se componen por dos neutrones y dos protones, básicamente son núcleos de helio aunque son poco penetrantes tienen importantes cargas de ionización, descubierta por Rutherford.

Radiación beta: se componen de electrones los cuales son resultado de protones y neutrones desintegrados en estado de excitación de átomos como los anteriormente mencionados.

Radiación gamma: son los más energéticos entre los anteriormente tipos de radiación, son de tipo electromagnético y sus partículas componentes son los fotones, tienen una gran capacidad penetrante así que para poder detenerlos se debe usar grosores de hormigón y plomo bastante importantes. [17]

Figura 8: tipos de radiación y materiales que pueden penetrar



Fuente: Cancer.net [18]

Radio Terapia Conformacional Tridimensional: Las imágenes se forman en tres dimensiones con la ayuda de un tomógrafo y el haz se logra apuntar con una gran precisión. [19]

Radioterapia De Intensidad Modulada: es más precisa que la conformacional tridimensional ya que esta modula el haz y puede atacar el tejido dañado con mayor precisión. [19]

Radio Terapia con Haz de Protones: esta se usa mediante la incidencia de un haz de protones con una gran potencia aplicando esta una dosis específica de radio terapia. Es poco usado ya que se necesita un tipo de Linac bastante especializado y estos solo se encuentran en centros médicos con alto nivel de especialidad. [19]

Radio guiada por imágenes: esta técnica le permite al médico obtener imágenes en el tiempo, así logra hacerle un seguimiento bastante estricto al tratamiento reduciendo la probabilidad de dañar el tejido sano. [19]



Radio Terapia Estereostática: en esta técnica el haz es guiado a una alta dosis de manera muy precisa hacia una pequeña zona del tumor. [19].

Viga: elemento estructural horizontal que soporta principalmente cargas a flexión.

Vigueta: elemento estructural de carácter secundario que también soporta principalmente cargas a flexión.

1.7. Estado del Arte

Dentro de desarrollo de este trabajo se ha observado como en base a los tipos de radiación anteriormente expuestos Ernest Rutherford con la ayuda de Mardsen y Geiger diseñaron un experimento que sería el primer acelerador lineal de partículas, en este experimento usaron 7mg de radio el cual emitía partículas alpha con una razón de 6 millones por segundo, usando una delgada lamina de oro que fue bombardeaba por el haz, se pretendía observar cómo se desviaban algunas partículas en función del ángulo intentando así comprobar la teoría de Thompson que decía que algunas de estas se desviarían debido a la interacción de las partículas con los átomos de oro, ellos hallaron que una de cada 10000 partículas era rebotada a un importante Angulo, cabe citar algo que dijo el reconocido físico Richard Feynman al observar este descubrimiento: "puede compararse a la sorpresa que tendría una persona que disparara balas con un rifle a una almohada llena de plumas y encontrara que algunas de las balas rebotaran hacia él. La conclusión a la que llegaría el que está disparando, es que dentro de la almohada además de plumas esta contiene objetos muy masivos tales como balas de cañón". [20]

Descubrieron así la existencia del núcleo atómico dando así el origen de la teoría atómica nuclear, esta necesidad dio a origen a aparatos sofisticados que fueran capaces de emitir de una forma controlada los diferentes tipos de radiación dando origen a los aceleradores lineales de partículas (Linac, por sus siglas en ingles)

En la actualidad estos aparatos han sido diseñados una y otra vez según sus necesidades y usos, actualmente contamos en el mercado con unos muy sofisticados y nada económicos Linac capaces de emitir radiaciones exactas que el médico especialista requiera para lograr acabar con células cancerígenas y diferentes tumores, los cuales aquejan la salud de diferentes pacientes en todo el mundo. [21]

1.8. METODOLOGIA

1.8.1. TIPO DE ESTUDIO

Conociendo los alcances de la investigación el enfoque a usar es cuantitativo, para el diseño de blindaje de los muros se seleccionaran de un catálogo de Siemens dos tipos de aceleradores lineales y un tomógrafo, estos datos reales nos permitirá calcular mediante los protocolos de la NCRT los niveles de radiación que recibirán los muros, con ello se calculara los blindajes correspondientes, y a partir de estos el diseño global de la estructura de un centro de radioterapia.

Esta es una investigación aplicada, ya que a partir de la información de los Linac se harán los cálculos de radiación a controlar, así como el blindaje de los bunker, una vez tengamos estos datos particulares se hará el diseño global de un centro de radioterapia, para la cimentación se propone una capacidad portante promedio de un suelo de una zona cercana a la calle 100 con autopista norte de Bogotá, se elige esta zona debido a que es de las más densamente poblada por instalaciones hospitalarias de la ciudad y que brindan varios tipos de servicio, aun así el centro podrá ser construido en cualquier lugar del país teniendo en cuenta su respectivo estudio de suelos realizado.

Debido a que los bunker no hacen parte de la estructura sino que su construcción se hará dentro de esta se plantean luces de 9m para lograr albergar los espacios adecuados, el análisis estructural se hará con el programa RCB debidamente licenciado y dado que no podemos hacer apiques se va a recomendar una cimentación mas no será está calculada por falta de datos en campo.

El centro de radio terapia debe tener los mínimos requeridos para su adecuado funcionamiento como lo son oficinas administrativas, sala de juntas, lugares óptimos para la preparación y recuperación de pacientes, así como un ascensor clínico, escaleras, lugares privados para los trabajadores y todas las áreas en general para su correcto funcionamiento. Para la difusión de este se



plantea usar el repositorio de trabajos de grado de la universidad católica de Colombia, así como la divulgación del semillero de investigación liderado por la ingeniera Olga Lucia Vanegas, el codirector Magister en física Medica David Cañas Varón también podrá usarlo para sus cátedras en la Universidad Javeriana.

1.8.2. FUENTES DE INFORMACION

1.8.2.1. Marco legal y normativo

MARCO LEGAL EN COLOMBIA		
LEY	DESCRIPCION	VIGENCIA
Ley 16 de 1960 de Nueva York	Colombia se vincula como miembro de la Organización Internacional De Energía	vigente
Ley 16 de 1960 de Nueva York	Colombia se vincula como miembro de la Organización Internacional De Energía	vigente
Ley 9 de 1979	Medidas sanitarias y protocolos para personal y manejo de radiaciones ionizantes	vigente
Ley 296 de 1996	Se acuerda la prestación de asistencia técnica por parte del Organismo Internacional De Energía Atómica Para Colombia	vigente
Ley 489 de 1998 Artículo 61	se establece correlación con las funciones de despacho del Ministerio De Energía	vigente
El Reglamento Colombiano de Construcción Sismo Resistente (NSR-	reglamento encargado de regular las condiciones con las que deben estar construidas las construcciones para casos de eventos sismicos	vigente
Resolución 18-1434 de 2002	por la cual se adopta el reglamento de protección radiológica	vigente
Resolución 18-1434 de 2002	por la cual se adopta el reglamento de protección radiológica	vigente
Resolución 482 de 2018	Reglamentación del uso de equipos generadores de radiación ionizante	vigente



1.8.2.2. Literatura y artículos referentes

Las fuentes de información se incluirán así:

Fuentes de información primaria: para el diseño de los bunker la principal fuente de información será el reporte 151 de la NCRT, para el diseño de la construcción del centro de radioterapia la principal fuente será la NSR10 títulos a, b y k

Fuentes de información secundaria: se usaran diversos documentos como libros, revistas, publicaciones, guías etc. Relacionados con los diseños de bunker y diseños de estructuras relacionadas a la salud. Con una tapa inicial de la revisión minuciosa de la documentación necesaria para construcciones de bunker para aceleradores lineales y construcciones especiales para el centro de radio terapia

2. Pre diseño centro de radioterapia:

2.1. Salas de radio terapia:

Se ubicaran dentro del centro de radio terapia 2 salas en las cuales se van a colocar dos aceleradores lineales para así hacer el respectivo diseño de los bunker requeridos para cada tipo de sala, esto con el fin de hacer sitios seguros para la protección del diferente personal que va a usar las instalaciones como lo son tanto trabajadores como pacientes y acompañantes.

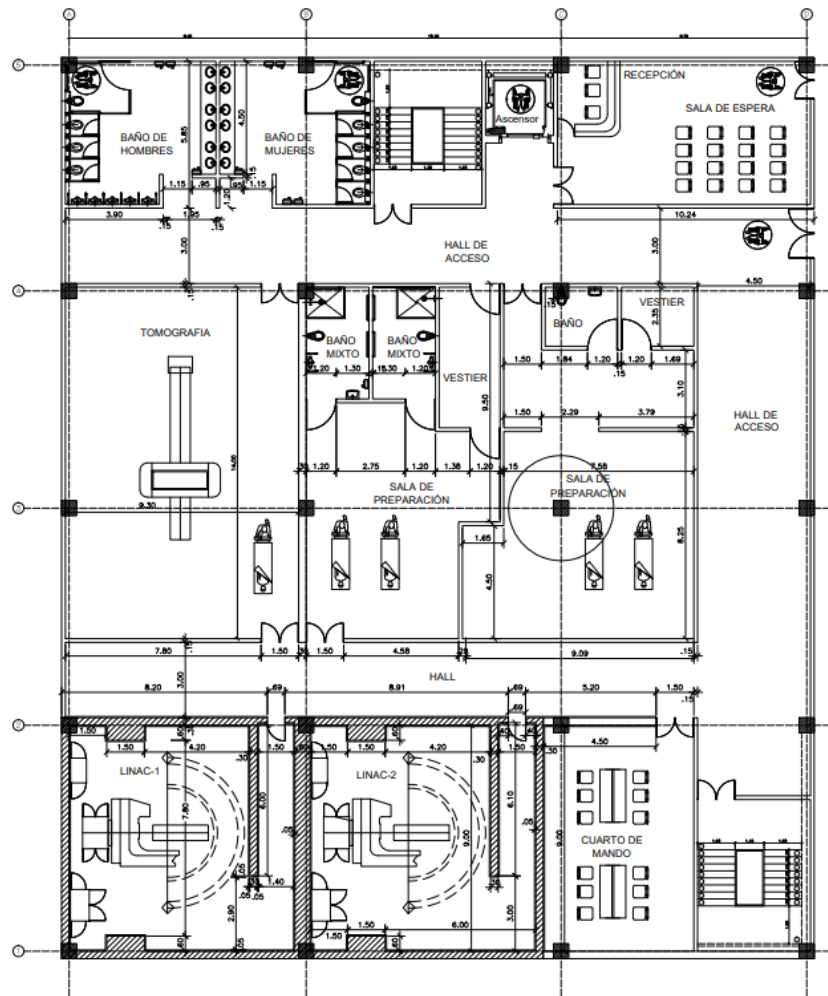
2.2. **Sala de tomógrafo:** además de los dos aceleradores lineales se va a calcular el blindaje necesario que necesita una sala de tomografía para hacer los respectivos tratamientos adecuados dentro de esta.

2.3. **Espacios adecuados para el funcionamiento del centro de radio terapia:** para el correcto funcionamiento de un centro de radio terapia se debe tener en cuenta que se va a hacer un diseño para dos pisos, en el primer piso se van a ubicar los dos bunker para los aceleradores lineales y el bunker del tomógrafo, además se necesita una recepción baños de visitantes cuyo número está determinado en la norma NTC 1500 para baños de visitantes según área, un baño para discapacitados y unos baños de uso privado que además va a tener duchas de desinfección así

como una respectiva área de casilleros para trabajadores, una sala de conferencias y reuniones, sala de preparación de pacientes y salas de recuperación, oficinas administrativas, comedor y cafetería para trabajadores, así como una zona de parqueaderos para funcionarios, visitantes y ambulancias.

3. Planos arquitectónicos.

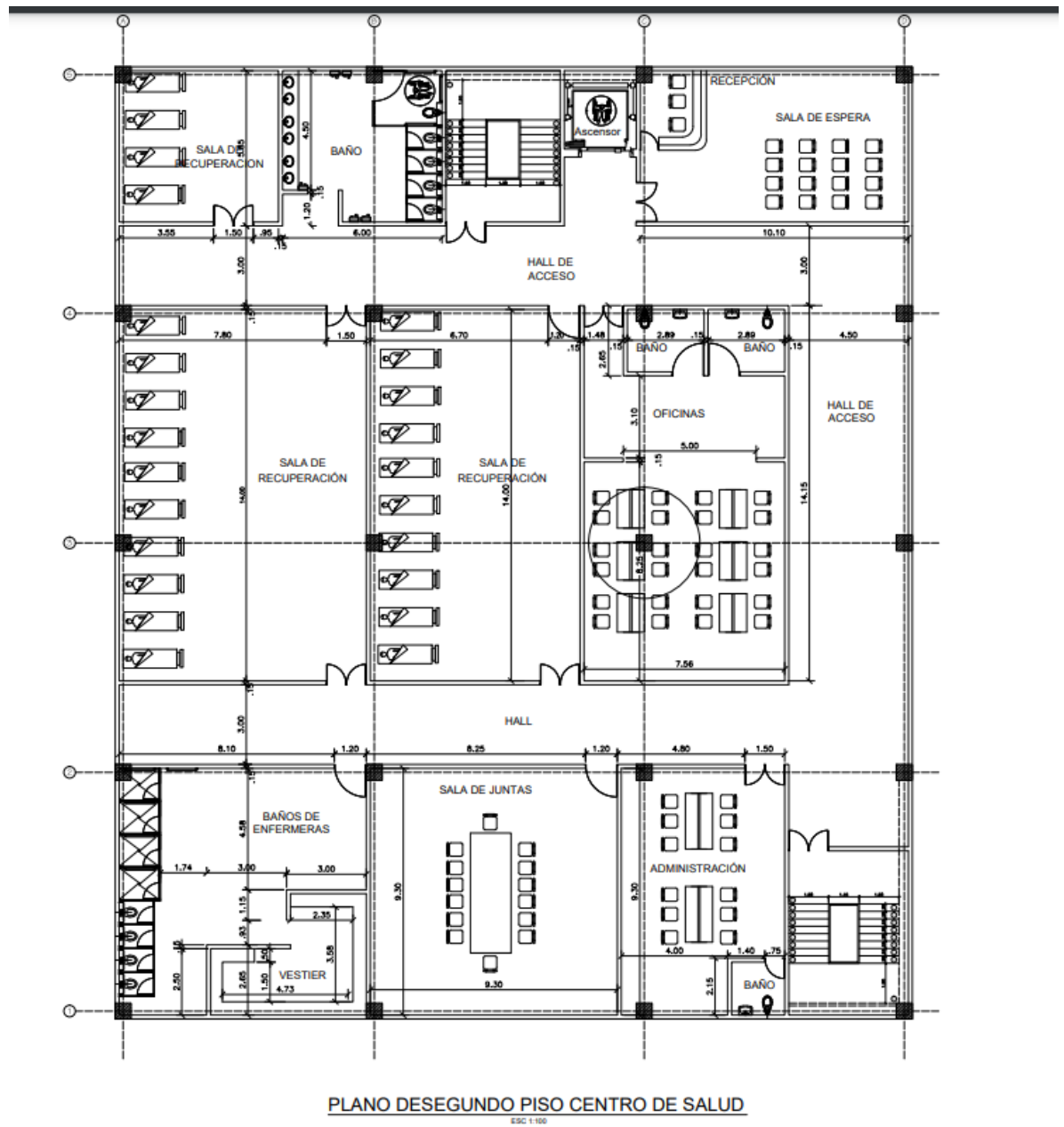
Figura 9: Planta arquitectónica 1 piso



PLANO DE PRIMER PISO CENTRO DE SALUD

Fuente: ver anexo planos

Figura 10: Planta arquitectónica 2 piso



Fuente: ver anexo planos

4. Selección de aceleradores lineales.

El tomógrafo que se selecciono es de la casa de fabricación siemens SOMATOM Definition AS Open-RT Pro edition.

Figura 11: imagen del tomógrafo SOMATOM Definition AS Open-RT Pro edition



Fuente: siemens-healthineers [22]

Tabla 1: Ficha técnica:

ficha técnica tomógrafo	
slices	20 a 64
velocidad de rotación	0.5/1 s rotación (0.33 s /rotación opcional)
resolución temporal	250 ms (165 ms opcional)
tamaño mínimo de voxel	0.4 mm (0.33 mm opcional)
diámetro de agujero	80 cm
capacidad calorífica de tubo	50 MHU
tasa de enfriamiento de tubo	7.3 MHU/min
energía de generador	80 kW (100 kW opcional)

carga de la mesa	227 kg a 307 kg
campo de visión escaneado	50 cm
campo de visión de reconocimiento	5-50cm, 65 cm HD FoV, 80cm eFoV
tamaño mínimo de la habitación	18 sqm, 22 sqm incluido equipo de control
enfriamiento	aire/ agua opcional
velocidad de reconstrucción	20 imágenes/ 60 opcional

Fuente: ficha técnica del tomógrafo SOMATOM Definition AS Open-RT Pro edition

Ahora se selecciona el acelerador lineal multienergético siemens

Figura 12: acelerador lineal multi energético siemens



Fuente: noticias cyl [23]

Tabla 2: ficha técnica acelerador lineal de alta energía siemens

Ficha técnica acelerador
Cañón de electrones tipo diodo o tríodo con control dinámico de la tasa de dosis en tiempo real (para estabilidad del haz y de la tasa y para técnicas dinámicas de modulación instantánea de tasa de dosis).
Guía de ondas estacionaria con sistema que permita un rendimiento óptimo del sistema en cualquier energía de trabajo y una mayor estabilidad de la dosis.
Modo Fotones:
Al menos dos energías de fotones: 6 MV y 10 MV, o 6 MV y 15 MV.
Tasas de dosis de fotones (6-25 MV): 100, 200, 300, 400, 500 y 600 MU / min ajustables para campo completo en condiciones estándar.
Reproducibilidad del sistema dosimétrico respecto a la tasa 2% o 1 UM.
Radiación por fuga menor del 1/1000 de la dosis en el isocentro (IEC 601).
Radiación por fuga de neutrones (dosis equivalente Sv) menor del 2/1000 de dosis en isocentro (IEC 601).
Transmisión del colimador menor de 0,5%.
Penumbra menor de 9 mm para cualquier tamaño de campo y energía de fotones.
Cuñas bidireccionales: 15 y 30° con un tamaño de campo máximo de 30 x 40 cm, cuña de 45° con un tamaño de campo máximo de 20 x 40 cm, cuña de 60° con un tamaño de campo máximo de 15 x 40 cm.
Sistema de bandejas porta-accesorios para cuñas, bloques de conformación, etc.
Sistema de secuenciado automático de campos optimizado en cuanto el tiempo necesario para transmitir o programar, seleccionar, validar y aplicar una secuencia de campos de tratamiento.
Modo para la realización de tratamientos de irradiación corporal total.
Modo electrones:
Al menos 4 energías entre 6 MeV y 15 MeV, por ejemplo: 6, 9, 12, y 15 MeV.
Tasas variables de electrones (4-22MeV): 100, 200, 300, 400, 500, 600 and 1000MU/min en condiciones estándar.
Tamaño de los aplicadores de electrones (cm): 6x10, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25.
Reproducibilidad del sistema dosimétrico respecto a la tasa 2% o 1 UM.
Contaminación de RX menor del 3% hasta 10 MeV, y del 5% por encima de esta energía.

Fuga electrónica fuera campo menor del 3% (50 mm fuera del campo luminoso) respecto al centro.

Haz de electrones de alta tasa de dosis para el modo de electrón de piel total (HDTSE) de dosis alta y modo de electrón del cuerpo total (TBE).

Fuente: Siemens [1]

Acelerador lineal 2: acelerador lineal Varian 21 EX

Figura 13: acelerador lineal Varían 21 EX



Fuente: oncologysystems [24]

Tabla 3: ficha técnica acelerador lineal Varian 21 EX

ficha técnica acelerador lineal Varian 21 EX	
energía de fotones	6Mv y 18 Mv
Milenium Hoja	Climador Multiláminas 120
Radioterapia	Intensidad Modulada IMRT
Energías Mv	de 6 y 18 Fotones
Energías de MeV	6, 9,12,16,20 Electrones
Mesa de Tratamiento	Exacta
Horas de Rayo	Aproximadamente 2,000

Fuente: Siemens [22]

5. DISEÑO DE BUNKERS

5.1. PROPOSITO Y ALCANCE.

El propósito del blindaje contra la radiación es limitar la exposición a la radiación de los miembros del público y los empleados a un nivel aceptable, el caculo se hace de acuerdo a los datos máximos que emiten los respectivos Linac y el tomógrafo que fueron elegidos en el anterior literal y cuya ficha técnica nos muestra su rango de valores máximo con el cual vamos a hacer el respectivo diseño de los blindajes apropiados y en el cálculo de espesores de barrera así como la selección de materiales más adecuados, correspondientes para cada una de las salas que ya se logró evidenciar en el pre diseño arquitectónico que se hizo con anterioridad.

Esta tesis busca aparte de lograr cumplir con el requerimiento de trabajo de grado dar una base paso a paso del cálculo de blindajes para bunker de centros de radio terapia y que sirva con propósito académico para estudiantes de diferentes áreas como lo son de ingeniería civil, arquitectos y profesionales que se relacionan con la especialización en protección radiológica y construcción de este tipo de estructuras especiales en servicio de la salud.

A lo largo del trabajo se van a distinguir dos tipos de unidades que son de gran importancia para tener en cuenta el tipo de energía a la que se está refiriendo es así que cuando se use Mv se refiere está a voltajes de aceleración y la energía de punto final en un espectro mientras que

cuando se use MeV se hace referencia a fotones y electrones mono energéticos.

5.2. Cantidades y unidades

En el siguiente trabajo de grado se van a usar ciertas unidades poco conocidas dentro de la ingeniería civil as cuales son más utilizadas en el gremio de la protección radiológica, es por ello importante nombrarlas decir que significado físico tiene cada una de ellas.

H: La dosis equivalente se define como el producto del factor de calidad para un tipo particular de radiación ionizante esta se tiene en cuenta para los cálculos de diseño de blindaje cuando están presentes neutrones, así como fotones. (J/Kg)

Gy: dosis de radiación en un punto del tejido. (J/Kg)

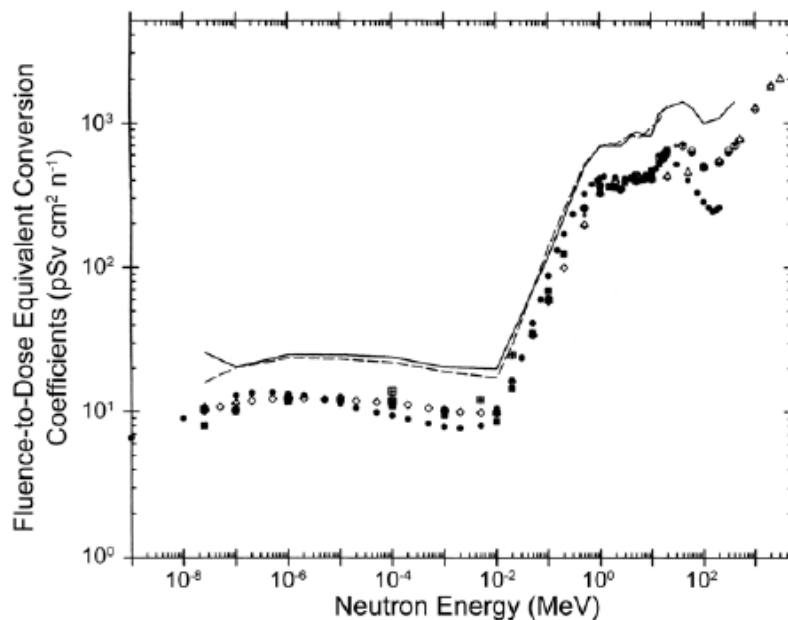
Sv: unidades de dosis de radiación equivalente (J/kg)

Ks: cantidad de kerma radiación en el aire

LET: baja transferencia de energía lineal.

MI: Es La cantidad de protección radiológica recomendada para limitar la exposición de las personas a fuentes de radiación de la dosis efectiva.

Figura 14: grafica de conversión dosis equivalente en función de la energía de neutrones



Fuente: NCRP REPORT 151 [25]

5.3. AREAS CONTROLADAS Y NO CONTROLADAS.

Áreas controladas: Un área controlada es un área de acceso limitado en la que la exposición ocupacional del personal a la radiación o material radioactivo está bajo la supervisión de un individuo a cargo de la protección radiológica. Esto implica que el acceso, la ocupación y las condiciones de trabajo se controlan con fines de protección radiológica.

Los empleados que trabajan en áreas controladas tienen un potencial significativo de exposición a la radiación en el curso de sus asignaciones, o son directamente responsables o están involucrados con el uso y control de la radiación. Por lo general, estos empleados tienen capacitación en manejo de radiación y están sujetos a un monitoreo personal de rutina.

La NCRP recomienda un límite anual para para estos individuos de 50 mSv y con el acumulativo que no debe exceder el producto de 10 mSv.

Se recomienda que para el diseño de nuevas instalaciones, E debería ser una fracción de 10 mSv implicado por el límite de dosis efectiva acumulativa. Otra consideración es que una trabajadora de radiación embarazada no debería estar expuesto a niveles que resulten mayores.

En las instalaciones de radioterapia, estas áreas generalmente se encuentran en las áreas inmediatas donde se utiliza la radiación, como: Salas de tratamiento y consolas de control, u otras áreas que requieren control de acceso, ocupación y condiciones de trabajo con fines de protección radiológica. Los trabajadores en estas áreas son aquellas personas que están específicamente capacitadas en el uso de radiaciones ionizantes y cuya exposición a las radiaciones suele controlarse individualmente.

Recomendación para áreas controladas: objetivo de diseño de en dosis equivalente): 0,1 mSv /semana (5 mSv / semana)

AREAS NO CONTROLADAS: Las áreas no controladas con fines de protección radiológica son todas las demás áreas de nuestro centro de radioterapia. Hay que tener en cuenta que el personal capacitado de oncología radioterápica y otros trabajadores capacitados, así como el público, frecuentan muchas áreas cercanas a áreas controladas, como salas de examen o baños. Estas áreas se tratan como no controladas en este trabajo de grado. La elección de factores de ocupación apropiados



asegura la protección tanto de aquellos que están expuestos ocupacionalmente como de otros que podrían estar expuestos en estas áreas. En la figura 13 y 14 se muestran las áreas no controladas del centro de radio terapia que se está diseñando.

La NCRP concluye que un control de fuente adecuado para proteger a las personas en áreas no controladas dentro o cerca de instalaciones de radiación médica es una dosis efectiva de 1 mSv en cualquier año.

5.4. Medidas para evaluar diseño de blindajes

Por razones prácticas, las mediciones realizadas para evaluar la idoneidad de las barreras generalmente se realizan durante períodos de tiempo que son mucho menores que el período de tiempo (este es semanal o anual) especificado en los objetivos de diseño de blindaje recomendados en este trabajo para áreas controladas y no controladas.

Es así que el periodo de tiempo más conveniente a elegir fue de una semana en consecuencia, las mediciones instantáneas o casi instantáneas de la tasa de dosis equivalente sólo son apropiadas para determinar el cumplimiento de los objetivos de diseño de blindaje, si se toman en consideración todos los factores que influyen en la dosis equivalente semanal proyectada en el lugar apropiado es decir detrás de la barrera.

5.5. Carga de trabajo:

La carga de trabajo (W) para el equipo de radioterapia cubierto en trabajo de grado es la integral del tiempo de la tasa de dosis absorbida determinada a la profundidad de la dosis máxima absorbida, a 1 m de la fuente. El período de tiempo más común durante el cual W se especifica es una semana. [25]

Las unidades para W son:

G_y Con unidades de semana^{-1}

Y convirtiendo a una carga de trabajo W_2 a una distancia d_2 diferente de 1 m sería:

$$W_2 = \frac{W (1m)^2}{(d_2)^2} \text{ Ecuación 3}$$

El valor de W generalmente se especifica como la dosis absorbida de fotones entregados al isocentro en una semana y se selecciona para cada acelerador en función de su uso proyectado. Por lo general, esto se

estima a partir del número promedio de pacientes (o campos) tratados en una semana y la dosis absorbida administrada por paciente (o campo). También debe incluir una estimación de la dosis absorbida semanal promedio administrada durante los controles de calidad, calibraciones u otras mediciones físicas.

Para determinar los espesores de barrera requeridos para las radiaciones primarias y secundarias, puede ser necesario considerar por separado las cargas de trabajo para cada calidad de haz de rayos X. La carga de trabajo para la operación con haz de electrones se puede descartar, excepto para los aceleradores de blindaje con operación solo con haz de electrones, como las instalaciones intraoperatorias dedicadas. Las instalaciones modernas de radioterapia a menudo emplean técnicas, como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), que acumulan una distribución de la dosis absorbida en el volumen objetivo mediante la acumulación de múltiples haces (haces de área pequeña). Estos métodos de administración de tratamiento pueden conducir a cargas de trabajo de fuga-radiación que son significativamente mayores que la dosis total absorbida en el isocentro, y esto ha llevado a varios autores a crear un factor de eficiencia de la carga de trabajo como así como para desacoplar las cargas de trabajo de la viga primaria y secundaria. ([26]).

5.6. Factor de ocupación.

El factor de ocupación (T) para un área es la fracción promedio de tiempo que el individuo más expuesto está presente mientras el rayo está encendido. Suponiendo que el uso de una unidad de radioterapia se distribuye de manera relativamente uniforme durante la semana laboral, el factor de ocupación es la fracción de las horas de trabajo en la semana que este individuo ocuparía el área, promediado durante el año. Por ejemplo, un área no controlada adyacente a una sala de tratamiento que tenga un factor de ocupación asignado de 1/40 implicaría que el individuo más expuesto pasaría un promedio de 1 hora a la semana.

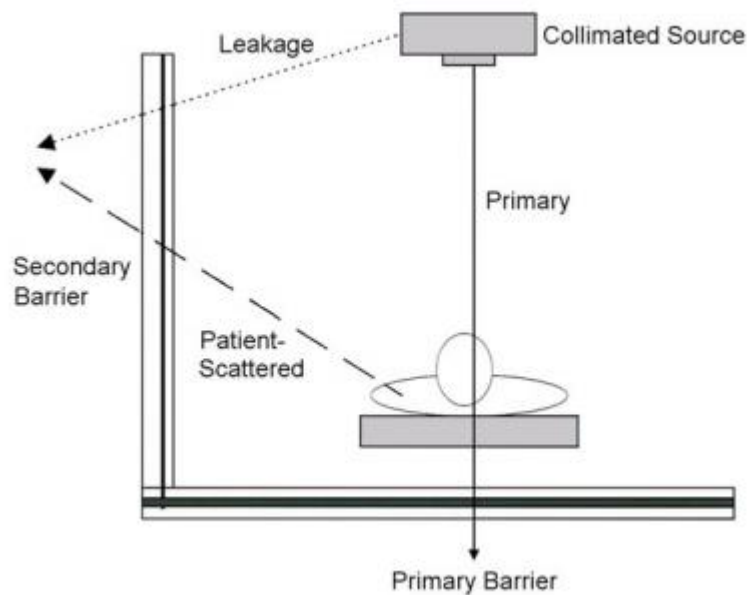
El factor de ocupación de un área no es la fracción de tiempo que está ocupada por alguna persona, sino más bien es la fracción del tiempo que está ocupada por la sola persona que pasa más tiempo allí. Por lo tanto, una sala de espera puede estar ocupada en todo momento durante la jornada laboral, pero tiene un factor de ocupación muy bajo, ya que es probable que ninguna persona gaste más de 50 horas en una determinada semana.

Al factor de ocupación de las áreas controladas se le suele asignar un valor de unidad. Sin embargo, puede haber situaciones en las que el acceso a un área controlada esté restringido incluso para los trabajadores de la radiación cuando se produce radiación (por ejemplo, una sala de apoyo al equipo del acelerador).

5.7. Barreras Protectoras

En aplicaciones radioterapéuticas, la radiación consiste en radiaciones primarias y secundarias como se puede observar en la siguiente figura:

Figura 15: fuentes de radiación primaria: de fuga y dispersa: paciente



Fuente: [25]

La radiación primaria, también denominada haz útil, es radiación emitida directamente por el equipo que se utiliza para la terapia del paciente. Una barrera primaria es una pared, techo, piso u otra estructura que interceptará la radiación emitida directamente desde la fuente.

La radiación secundaria consiste en la radiación dispersada o producida por interacciones con el paciente y otros objetos, así como la radiación de fuga de la carcasa protectora de la fuente. Una barrera



secundaria es una pared, piso de techo u otra estructura que interceptará la radiación secundaria.

5.8. Tipos de instalaciones de radio terapia

La radioterapia moderna emplea una variedad de técnicas de tratamiento que han resultado de una mejor comprensión de los procesos de la enfermedad y tecnologías avanzadas de generación de imágenes y radiación. Estos emplean tanto hardware como software que permiten obtener imágenes en tiempo real de la anatomía del objetivo y la modificación dinámica de la forma y la intensidad de los campos de radiación. Por lo tanto, muchas instalaciones ahora utilizan TBI [27], radiocirugía estereotáctica (SRS) y radioterapia estereotáctica (SRT) [28]. Estas técnicas a menudo resultan en cambios significativos en la carga de trabajo y factores de uso para la instalación cuando en comparación con las metodologías de tratamiento convencionales.

En las irradiaciones de fotones de todo el cuerpo, el tamaño máximo de campo dirigido a una barrera primaria específica se utiliza a menudo con tiempos de activación del haz de 15 min o más [29] Por lo tanto, el factor de uso para esa barrera puede ser mucho mayor que en el caso de campos rutinarios entregados al paciente desde múltiples direcciones.

Con SRS y SRT, se administran altas dosis individuales absorbidas a los pacientes y, por lo tanto, las cargas de trabajo de la barrera primaria y secundaria pueden ser mayores que en el caso estándar, asimismo, se utilizan múltiples ángulos oblicuos y esto puede sesgar las suposiciones sobre los factores de uso de las barreras si no se consideraron explícitamente en el diseño.

El efecto real de cualquiera de estas situaciones especiales sobre una base semanal o anual puede verse compensado por el hecho de que los tiempos de configuración del paciente y la máquina también son significativamente mayores que en los tratamientos convencionales y, por lo tanto, menos tratamientos de TBI, IMRT o SRS pueden ser entregados en el transcurso de la jornada laboral que los tratamientos convencionales. Las instalaciones que anticipan el uso de una o más de estas técnicas avanzadas deben evaluar cuidadosamente su carga de trabajo semanal anticipada.

5.9. METODOS DE CALCULO

5.9.1. BARRERAS PRIMARIAS

5.9.1.1. ENFOQUE ESTANDAR

En el enfoque habitual, las barreras primarias están diseñadas para atenuar el haz de fotones que emana de la unidad de tratamiento que incide directamente en la barrera. También se espera que la barrera primaria atenúe adecuadamente la dosis equivalente más allá de la barrera que resulta de los productos secundarios del haz de fotones. Un ejemplo de esto son los fotoneutrones producidos por el rayo primario en el cabezal del acelerador, así como dentro de la propia barrera primaria. Si se siguen los métodos empíricos que se indican a continuación, la barrera de fotones también será adecuada para los neutrones secundarios y los rayos gamma de captura de neutrones que pueden originarse a lo largo de la trayectoria del haz primario [30]

Para una barrera adecuada, la relación entre la dosis equivalente transmitida a través de la barrera y el objetivo de diseño del blindaje, debe ser menor o igual a uno. De ahí el factor de transmisión de la barrera primaria:

$$BPI = \frac{Pd_{pri}^2}{WUT} \text{ Ecuación 4}$$

Donde:

P=objetivo de diseño de blindaje (expresado como dosis equivalente) más allá de la barrera y generalmente se administra por un período de tiempo semanal.

d_{pri} =distancia desde el objetivo de rayos X hasta el punto protegido (metros)

W=carga de trabajo o dosis absorbida por fotones administrada a 1 m del objetivo de rayos X por semana

U =Utilizar factor o fracción de la carga de trabajo que el principal el rayo se dirige a la barrera en cuestión

T =Factor de ocupación para la ubicación o fracción protegida.

Para nuestros dos aceleradores tenemos los siguientes datos:

Con

P: Dato recomendado de dosis equivalente por la NCRP de 0.000020 Sv week-1

U= constante barrera base primaria 0,25

Se elige T de acuerdo a la siguiente tabla:

Tabla 4: Cálculos de BPI para barrera de transmisión de la barrera primaria

Aparato	MEV	DOSIS EQUIVALENTE P Sv semana -1	d pri m	pacientes dia-1	pacientes G-1	días de la semana	W	U	T	BPI
acelerador1	25	0,00002	4,284	34	3	5	510	0,25	1	3.3E-06
acelerador 2	20	0,00002	4,234	32	3	5	480	0,25	0,5	6.8E-06

Fuente: calculos

Tabla 5: Factores de ocupación sugeridos (para usar como guía en la planificación del blindaje cuando no se dispone de otras fuentes de datos de ocupación).

Location	Occupancy Factor (T)
Full occupancy areas (areas occupied full-time by an individual), e.g., administrative or clerical offices; treatment planning areas, treatment control rooms, nurse stations, receptionist areas, attended waiting rooms, occupied space in nearby building	1
Adjacent treatment room, patient examination room adjacent to shielded vault	1/2
Corridors, employee lounges, staff rest rooms	1/5
Treatment vault doors ^b	1/8
Public toilets, unattended vending rooms, storage areas, outdoor areas with seating, unattended waiting rooms, patient holding areas, attics, janitors' closets	1/20
Outdoor areas with only transient pedestrian or vehicular traffic, unattended parking lots, vehicular drop off areas (unattended), stairways, unattended elevators	1/40

^aWhen using a low occupancy factor for a room immediately adjacent to a therapy treatment vault, care *shall* be taken to also consider the areas further removed from the treatment room. The adjacent room may have a significantly higher occupancy factor and may therefore be more important in shielding design despite the larger distances involved.

^bThe occupancy factor for the area just outside a treatment vault door can often be assumed to be lower than the occupancy factor for the work space from which it opens.

Fuente: NCRP 151



Donde para el acelerador 1 elegimos Áreas de ocupación completa (áreas ocupadas a tiempo completo por un individuo de la opción 1 con $T=1$

Y para el acelerador 2 se elige Sala de tratamiento adyacente, sala de examen de pacientes adyacente a la bóveda blindada con $T=0.5$

El número requerido de TVL s para producir esta atenuación se determina a partir de la ecuación:

$$n = -\log(Bpri) \quad \text{Ecuación 5}$$

Entonces para el bunker 1

$$n_1 = -\log(3.3 \text{ E-06})=5.48$$

$$n_2 = -\log(6.8 \text{ E-06})=5.16$$

Calculando el ancho de la barrera:

$$t_{barrera} = TVL_1 + (N - 1)TVLe \quad \text{Ecuación 6}$$

Usando la tabla B. 2 Del reporte NCRP 151

Tabla 6: Barreras primarias TVLs para concreto ordinario de (2.35g cm⁻³) y acero de (7.87 g cm⁻³)

TABLE B.2—Primary-barrier TVLs for ordinary concrete (2.35 g cm⁻³), steel (7.87 g cm⁻³), and lead (11.35 g cm⁻³) (suggested values in centimeters).^a

Endpoint Energy (MV) ^b	Material	TVL ₁ (cm)	TVL _e (cm)
4	Concrete	35	30
	Steel	9.9	9.9
	Lead	5.7	5.7
6	Concrete	37	33
	Steel	10	10
	Lead	5.7	5.7
10	Concrete	41	37
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
15	Concrete	44	41
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
18	Concrete	45	43
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
20	Concrete	46	44
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
25	Concrete	49	46
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
30	Concrete	51	49
	Steel	11	11
	Lead	5.7	5.7
Co-60	Concrete	21	21
	Steel	7.0	7.0
	Lead	4.0	4.0

^aConcrete values are based on a conservatively safe adaptation from Nelson and LaRiviere (1984) with extrapolation to 4 MV, and use of Kirn and Kennedy (1954) for 30 MV. Lead and steel TVLs are conservatively safe values adapted from NCRP Report No. 49 (NCRP, 1976) and Wachsmann and Drexler (1975).

^bEndpoint energy based on values from Cohen (1972).

Fuente: [25]

Se eligen los siguientes datos:

Acelerador 1:

25MEV en concreto TVL1=49 cm y TVLe= 46cm

ACELERADOR 2:

20 MEV en concreto TVL1= 46cm y TVLe=44cm

Calculamos de la ecuación

Para determinar si este espesor de barrera es adecuado para la carga de trabajo adicional de rayos X de 6 MV, se utilizan los siguientes:

De la ecuación 6:

Para el acelerador 1

$$t1_{barrera} = 49 + (5.48 - 1)46 = 255 \text{ cm}$$

Para el acelerador 2:

$$t2_{barrera} = 46 + (5.16 - 1)44 = 229 \text{ cm}$$

Para determinar si este espesor de barrera es adecuado para la carga de trabajo adicional de rayos X de 6MV, se usara el siguiente chequeo:

$$H(6MV) = (15 \text{ pacientes } d - 1)(3Gy \text{ pacientes} - 1)(5 \text{ d semana} - 1) \\ = 225 Gy \text{ semana} - 1$$

Con el objetivo de diseño de blindaje (PAG) reemplazado por la dosis equivalente (H) y con el factor de transmisión B de la barrera primaria dado para la siguiente ecuación:

$$H = B_{pri} WUT(1 + d_c)^{-2} \text{ Ecuación 7}$$

Donde

B: factor de transmisión de la barrera primaria total

$$B = (10^{-1})10^{-\left[\frac{(t-TV L1)}{TVLe}\right]}$$

Que se puede reescribir como

$$B = (10)^{-\left\{1 + \frac{(t-TV L1)}{TVLe}\right\}} \text{ Ecuación 8}$$

Entonces sustituyendo datos en la ecuación 8 se obtiene:

Tabla 7: cálculo de factor de transmisión de la barrera total.

Aparato	t	TVL1 cm	TVLe cm	B
acelerador1	255	49	46	3,32E-06
acelerador 2	259	46	44	1,44E-06

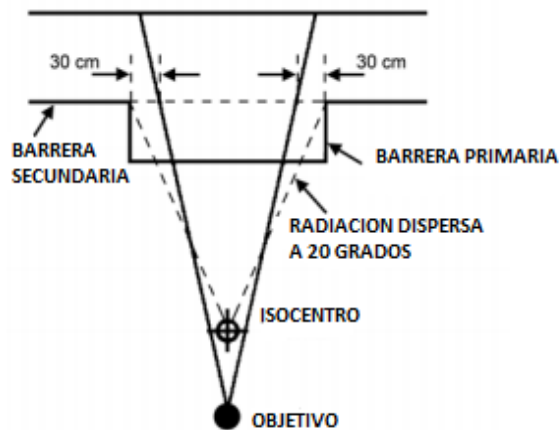
Fuente: cálculos

Como B es igual o menor se observa a Bpri se observa que cumple el chequeo.

5.9.1.2. Anchos de barrera

Como regla general, el ancho de la barrera para la viga principal se determina calculando el tamaño de la diagonal de la viga más grande y agregando al menos 30 cm a cada lado. Si la barrera primaria sobresale dentro de la habitación, el tamaño máximo de la viga se calcula en el plano de la parte interior de la barrera secundaria (es decir, del lado objetivo) ver figura:

FIGURA 16: Ancho de la barrera primaria que sobresale en la habitación.



Fuente: NCRP 151 [25]

Para nuestros aceleradores lineales, el tamaño de campo más grande es (40×40) cm² a 100 cm de distancia de la fuente a la superficie, el tamaño máximo del campo primario está limitado a ~ 50 cm de diámetro a una distancia de 100 cm de la fuente a la superficie, equivalente a un medio ángulo de 14 grados. El ancho de la barrera



se determina en la parte superior de la barrera de la pared primaria que está más alejada del isocentro y este ancho se mantiene constante sobre la región de la barrera primaria (es decir, ambas paredes laterales y techo). Se debe tener en cuenta que para una habitación amplia con una altura de techo baja, el ancho de la viga principal directamente sobre la cabeza puede ser considerablemente más estrecho que este ancho de barrera. Sin embargo, esto permite una construcción fácil ya que, de lo contrario, se requeriría una disposición de forma más complicada para proporcionar una barrera primaria ahusada. Alternativamente, parte de la barrera primaria del techo puede incluir plomo o acero.

Estos materiales vienen convenientemente en láminas (acero) o ladrillos (plomo), de modo que el blindaje de alta densidad se pueda colocar fácilmente sobre el área principal para incluir el ahusamiento de la viga a través de la superficie del techo. En cualquier caso, aunque el grosor requerido de una barrera puede disminuir a medida que el haz se mueve hacia ángulos más oblicuos, el ancho requerido de la barrera aumentará ya que el haz proyectado se ensancha con la distancia.

Para nuestro bunker la interacción de la radiación con la viga principal no tiene problema, ya que la instalación se va a construir aparte y el bunker se haría dentro de esta es decir los muros del bunker no son parte de la estructura del centro de radio terapia sino que están dentro de esta, esto facilita los calculo en sí de la estructura en general.

5.9.1.3 Barreras Laminadas.

Hay situaciones en las que la barrera primaria no está compuesta solamente de hormigón ordinario homogénea densidad: 2,35 g cm⁻³.

Se debe estimar la dosis equivalente de neutrones por semana más allá de la barrera laminada cuando el colimador se abre al tamaño máximo para ello se usara la siguiente ecuación:

$$H_n = \frac{D_0 * R * F_{max}}{\left(\frac{t_m}{2} + t_2 + 0.3\right)} \left[10^{-\left(\frac{t_1}{TVL_n}\right)} \right] \left[10^{-\left(\frac{t_2}{TVL_n}\right)} \right] \text{ Ecuación 9}$$

H_n = dosis equivalente de neutrones por semana (μ Semana sv - 1)

D_0 = dosis absorbida de rayos X por semana en el isocentro (cGy semana -1)

R = Coeficiente de producción de neutrones (en micro sievert de neutrones por centigray de rayos X por área en m²) (es decir, μ SV cGy -1 metro -2)

F_{max} = área de campo máxima en el isocentro (m²)

t_m = espesor de la losa de metal (metros)

t_1 = Espesor de la primera losa de hormigón (metros)

t_2 = Espesor de la segunda losa de hormigón (metros)

TVL_n = capa de décimo valor en hormigón para neutrones

0.3 = distancia desde la superficie exterior de la barrera hasta el punto de ocupación (metros)

5.9.1.3.4 Factor de uso (U)

Es la fracción de carga de trabajo del haz primario que se dirige hacia una barrera primaria. Este factor depende del tipo de instalación y la tecnología empleada en el servicio (por ejemplo, en los equipos de imágenes diagnósticas, puede haber cambios en los valores de uso de las barreras debido al tipo de movimiento que este puedan generar). El factor de uso medido en la encuesta de la AAPM – TG9 se observa en la Tabla 3.2. Para barreras secundarias el factor de uso es 0 ($U=0$), debido este factor está relacionado al haz primario y las barreras secundarias solo consideran la radiación dispersa.

Tabla 8: Factor de uso para las diferentes barreras.

Barrera	U	Aplicar a distribución de carga de trabajo
Piso	0.89	Sala de radiación (piso u otras barreras)
Muro de mesa transversal	0.09	Sala de radiación (piso u otras barreras)
Pared 3	0.02	Sala de radiación (piso u otras barreras)
Receptor de imagen de pecho	1.00	Sala de radiación (bucky de pecho)

Fuente: NCRP 151 [25]

5.10 Sala de tomografía

La sala está diseñada para realizar varios estudios TC entre los que se destacan: abdominal, colonoscopia virtual, de cráneo, cuerpo y tórax.

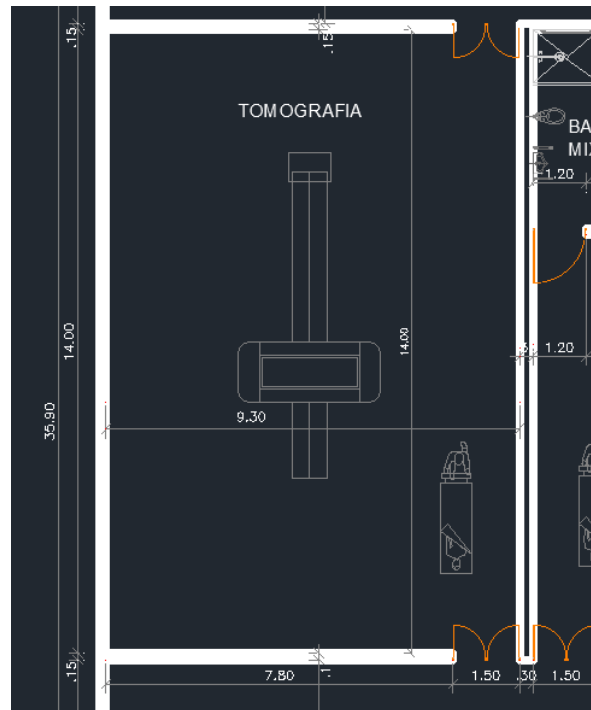
Para el desarrollo del cálculo en la sala de tomografía es necesario tener en cuenta las siguientes consideraciones:

Tipo de barrera: para el blindaje de esta sala solo se considera la radiación dispersa, es decir se asume que todas las barreras son secundarias, debido a que el haz primario es atenuado por debajo de niveles de radiación dispersa debido a que la radiación es interceptada por los detectores y el gantry (factor de uso $U = 0$).

Tipo de examen: como no se tiene certeza de cuantos de los procedimientos se realizan con contraste, se asume que el 40 % del total de procedimientos se hacen con contraste. En este caso se tiene un total de pacientes de 220 por semana, de los cuales se diferencian los estudios de cabeza con respecto a los de cuerpo (170 estudios en cabeza y 50 en cuerpo).

Las distancias de la fuente al punto de control: la Figura 17 muestra la sala de tomografía computarizada y las zonas que la rodean para identificar el tipo de zona y el límite de dosis que le corresponde, en la tabla 9 se encuentran las distancias entre la fuente y los diferentes puntos de control.

FIGURA 17: Sala de tomografía computarizada



Fuente: planos ver anexos

Distancias de la fuente a los puntos de control, límite de dosis y tipo de zona para tomografía computarizada.

Tabla 9: Distancias de la fuente a los puntos de control, límite de dosis y tipo de zona para tomografía computarizada.

Punto de control	d(cm)	P(mSv/semana)	Tipo de zona
1.1	3.84	0.02	No controlada
1.2	7.09	0.02	No controlada
1.3	4.67	0.02	Controlada
1.4	7.45	0.1	Controlada
1.5	8.10	0.1	Controlada
1.6	7.70	0.02	No controlada
1.7	1.40	0.02	No controlada
1.8	12.10	0.02	No controlada

Fuente: cálculos

4.2. Cálculo de blindaje para sala de tomografía

El cálculo de blindaje de esta sala se puede realizar por 3 métodos diferentes, CTDI₁₀₀, DLP y método analítico. el primero método considera el número de cortes del tomógrafo, el CTDI₁₀₀ (índice de dosis de tomografía computarizada), el paso (pitch) y el mas, este método no se implementara debido a que se necesita la velocidad de la camilla y la velocidad del gantry los cuales depende del protocolo que emplee cada centro de servicio. El segundo método es el de producto de dosis longitud DLP (por sus siglas en inglés: dose-length product), una es magnitud que se encuentra relacionada con la dosis efectiva y que a través de ella se pueda indicar el riesgo. Esta expresada para una exploración completa y se especifica de acuerdo con la siguiente relación:

$$DLP = L_e \times CTDI \text{ Ecuación 10}$$

Donde L_e es la longitud del paciente escaneado a lo largo del eje z. La unidad habitualmente utilizada es el mGy.cm. Es necesario conocer el CTDI vol., (índice de dosis de tomografía computarizada en todo el volumen),

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100 \text{ centro}} + \frac{2}{3} CTDI_{100 \text{ periferia}} \text{ Ecuación 11}$$

Se obtendría el mismo inconveniente para el DLP puesto que es una variable que depende de CTDI₁₀₀, de tal manera que el protocolo propone especificar el kerma proveniente de la radiación dispersa y de fuga del paciente como una función del DLP.

A partir de este segundo método se realiza el cálculo de la barrera secundaria el cual tiene como fin reducir la dosis a valores aceptables. Los pasos para el desarrollo son los siguientes:

Cálculo del kerma en aire secundario sin blindaje El kerma total se debe a la contribución del kerma de cabeza y cuerpo, de esta manera el kerma secundario se puede expresar como:

$$k_{sec\,cabeza} = k_{cabeza} * DLP \text{ Ecuacion 12}$$

$$k_{sec\,cuerpo} = k_{cuerpo} * DLP \text{ Ecuacion 13}$$

Donde $K_{cabeza} = 9 \times 10^{-5}$ $K_{cuerpo} = 3 \times 10^{-4}$ son la fracción de dispersión por centímetro tanto para radiación de fuga como dispersa por paciente tomada a partir de un eje situado a 1 centímetro por debajo de la periferia del maniquí utilizado en la dosimetría del CT (FDA 2003, NCRP). La tabla xxx proporciona los valores del $CTDI_{vol}$ y DLP para los principales estudios radiodiagnósticos con CT, valores que serán tenidos en cuenta para el cálculo de blindaje.

Tabla 10: Valores de $CTDI_{vol}$ y DLP

Procedimiento	$CTDI_{vol}$ (mtty)	Longitud de escaneo (L)(cm)	DLP (mGy cm)
Cabeza	60	20	1,200
Pecho	15	35	525
Abdomen	25	25	625
Pelvis	25	20	500
Promedio del cuerpo (pecho, abdomen o pelvis)			550

Fuente: tabla 5.2 del NCRP.147

Una vez calculada las contribuciones $k_{sec\,cabeza}$ y $k_{sec\,cuerpo}$ se determina el kerma sin blindaje en el punto de interés, en donde se debe tener en cuenta la distancia del maniquí al punto de control y el número de estudios por semanas realizado ya sea en cabeza o cuerpo:

$$K(\text{cabeza}) = (N * k_{sec\,cabeza}) / d^2 \text{ Ecuación 14}$$

$$K(\text{cuerpo}) = (N * k_{sec\,cuerpo}) / d^2 \text{ Ecuación 15}$$

El kerma total debido a la radiación secundaria es la suma de las dos contribuciones (cabeza y cuerpo):



$$k(\text{total}) = K(\text{cabeza}) + K(\text{cuerpo}) \quad \text{Ecuación 16}$$

Cálculo del factor de transmisión Bsec:

El factor de transmisión se halla como el cociente entre la dosis objetivo P y el kerma total:

$$B_{\text{sec}} = \frac{P}{k_{\text{total}}} \quad \text{Ecuación 17}$$

Cálculo del espesor de la barrera secundaria Para determinar el espesor se cuenta con dos alternativas:

1. A partir del valor calculado de Bsec, se puede hallar el espesor requerido por medio del método gráfico Bsec vs espesor) mostrada en la figura A.2 Y A.3 (anexos) para plomo y concreto respectivamente del NCRP-147.
2. Con el uso del método de Acher mencionado anteriormente, para obtener el espesor mediante este método se necesita los parámetros de ajuste α , β y γ reportados en las gráficas de los anexos espesor en concreto o plomo.

El equipo de tomografía cuenta solo con barreras secundarias. En resumen, con el uso de la ecuación (Archer) se determina de forma analítica el espesor de las barreras y se realiza el cálculo de blindaje hallando el factor de transmisión B y determinando el espesor (por método gráfico).

Consideraciones del cálculo

El blindaje de la sala se diseña para realizar 220 exámenes por semana, de los cuales se diferencian los estudios de cabeza con respecto a los de cuerpo (170 cabeza y 50 cuerpo).

Se considera que todas las barreras son secundaria, ya que la matriz de detectores del CT está diseñada para recibir toda la radiación primaria.

Para el cálculo de kerma se toman los valores de DLP y factor khead-cuerpo según sea el caso (tomado del NCRP-147):

- DLP ((mtt)cm) = 1200 y khead = 9,00E – 05 para cabeza
- DLP ((mtt)cm) = 550 y khead = 3,00E – 04 para cuerpo

Los valores de los parámetros α , β y γ para el tomógrafo a energías de 120 y 140 kVp se muestran en la tabla 11),

Tabla 11: Parámetros de ajuste α , β y γ para salas de tomografía.

	Plomo			Concreto		
kV p	$\alpha(mm^{-1})$	$\beta(mm^{-1})$	$\gamma(mm^{-1})$	$\alpha(mm^{-1})$	$\beta(mm^{-1})$	$\gamma(mm^{-1})$
120	2.246	5.73	0.547	0.0383	0.0142	0.658
140	2.009	3.99	0.342	0.0336	0.0122	0.519

Fuente: Cálculos

Cálculo de las barreras secundarias

Los cálculos del factor de transmisión B y los valores de los espesores de las diferentes barreras (a partir del método de Archer y verificados con el método gráfico) están especificados en la tabla para los materiales de concreto y plomo.

Tabla 12: Parámetros para el cálculo y valores calculado para Ksec,B y espesor x(mm) en concreto plomo para las barreras secundarias para cada punto de control del tomógrafo.

Punto de control	P $\frac{mSv}{sem}$	d(m)	T	K_{sec} $\frac{mSv}{sem}$	B	plomo x(mm)	concreto x(mm)
1-1.1	0.02	3.84	0.2	3.71	2.70E-02	0.870	93.000
1-1.2	0.02	7.09	0.05	1.09	3.68E-01	0.186	23.230
1-1.3	0.1	4.67	0.5	2.51	7.98E-02	0.550	62.840
1-1.4	0.1	7.45	1	9.85E-11	1.01E-01	0.487	56.348
1-1.5	0.1	8.1	1	8.33E-01	1.20E-01	0.444	NA
1-1.6	0.02	7.7	0.125	9.22E-01	1.73E-01	0.353	NA
1-1.7	0.02	1.4	1	2.79E01	7.17E-04	2.237	198.216
1-1.8	0.02	12.1	0.2	3.73E-01	2.68E-01	0.254	31.104

Fuente: cálculos

6. DETALLES ESTRUCTURALES.

6.1. GENERAL

6.1.1. Ubicación

Eficiencia operativa, costo inicial, así como provisión para futuras expansiones o mayor carga de trabajo, debería ser considerado al ubicar una instalación de terapia. Sin embargo, la proximidad a las instalaciones



complementarias, el fácil acceso para pacientes hospitalizados y ambulatorios y la consolidación de todos los servicios radiológicos terapéuticos pueden ser más importantes que el costo de construcción. Para nuestro centro de radio terapia se propone un lote ubicado en la calle 100 con autopista norte debido a que este tiene a sus alrededores una importante diversidad de centros de salud de otro tipo como optometría, laboratorios de imágenes diagnósticas, odontologías, clínicas con diversos servicios a brindar etc.

6.1.2. Provisión para necesidades futuras.

Los procedimientos clínicos como TBI o IMRT podrían alterar significativamente la carga de trabajo, el factor de uso e incluso el tamaño físico de la habitación. El costo y la inconveniencia de futuras alteraciones pueden reducirse proporcionando habitaciones adicionales inicialmente o permitiendo una futura ampliación de las habitaciones para acomodar equipos de reemplazo de mayor tamaño, mayor energía y con mayor carga de trabajo. Si la instalación está en un piso superior, la ampliación de la habitación o la expansión contigua puede ser imposible.

Si la instalación es en la planta baja, la expansión a los terrenos circundantes puede ser más económica, requiriendo blindaje solo para las paredes, y posiblemente el techo, sin blindaje del piso. La expansión sobre un área ocupada puede requerir soporte estructural adicional y protección del piso. La expansión subterránea puede requerir excavación adicional, posiblemente con la reubicación de alcantarillado y otros servicios. Necesidad futura de servicios adicionales es por ello que el lote tiene la opción de comprar lugares aledaños no solo para lograr una expansión en área, además el diseño de las vigas y columnas nos permite una futura ampliación de tercer piso en caso de que el centro lo requiera.

6.1.3. Tamaño de la sala de tratamiento.

El tamaño deseable de una sala de tratamiento depende del tipo de equipo de terapia, el tipo de tratamientos y el uso de equipo especial para la investigación y la enseñanza. Los procedimientos como TBI e IORT requieren salas de mayor tamaño. Hacer la habitación más grande de lo necesario puede permitir la instalación de equipos auxiliares adicionales o el reemplazo del equipo de terapia original por uno más grande.

Los requisitos específicos de los proveedores afectarán la ubicación de las barreras primarias, las alturas de los techos y los anchos de laberinto. En nuestro caso la habitación del Linac 1 y 2 es de 9.60m* 9m para un área de 86.4m² dentro de esta se construye el bunker el cual sus muros de blindaje nos reduce el área en promedio de 15 m² con un espacio para acelerador y equipos de oficina y quirúrgico de 71.4m²

La entrada y las aberturas del laberinto interior. Debería ser adecuado para el transporte de equipos y pacientes dentro y fuera de la habitación, pero lo suficientemente pequeño como para minimizar la radiación dispersa hacia la puerta del laberinto. Es por ello que se diseñó un laberinto de 1,50m*6m para un área de 9 m² de entrada que nos funciona para la entrada de camillas el acelerador debe armarse una vez este dentro del bunker ya que el tamaño de este es muy importante.

6.1.4. Enclavamientos y luces de advertencia.

Enclavamientos y luces de advertencia deberá Debe proporcionarse de manera que el estado del haz de radiación sea observable tanto desde el interior de la sala de tratamiento como desde la consola de control La salida de la máquina de terapia puede ser tan alta que una persona que esté accidentalmente en la sala de tratamiento cuando la máquina está encendida puede recibir una exposición excesiva durante el tiempo necesario para llegar a una puerta de acceso. Este peligro se puede

reducir al tener botones de "apagado de emergencia" en las posiciones apropiadas dentro de la sala de tratamiento, que, cuando se presionan, terminan la irradiación.

6.1.5. Control de consola

El control de consola o cuarto de mando debe estar ubicado fuera de la sala de tratamiento y debe estar más allá de una barrera secundaria con el fin de mantener al mínimo el grosor de blindaje de la consola y lograr dosis de radiación al personal que sean consistentes con el principio.

La entrada a la sala de tratamiento es visible desde la consola y no debe ser provisión para comunicación visual y auditiva con el paciente. En el diseño planteado el cuarto de consola esta contiguo al Linac 2 tiene un área de 6m*9,60m cuya magnitud es de 57.6m².

Figura 18: cuarto de mando centro de radioterapia



Fuente: ver anexo planos

6.1.6. Acceso a la cámara acorazada de conducción.

El acceso a las salas de radioterapia implica una entrada por laberinto o una puerta con protección directa. Este blindaje de puerta puede ser muy pesado, incluso cuando está ubicado en una pared expuesta solo a fugas y radiaciones dispersas.

Puede pesar varias toneladas y requerir un motor impulsor costoso y también requerirá medios para la operación manual de emergencia (p.ej, durante un corte de energía).

Este debe tenerse en cuenta para retirar al paciente mediante un acceso de emergencia en caso de que la pesada puerta no se pueda abrir ni siquiera con métodos manuales. Sistemas de puertas automáticas debería contar con un mecanismo para detener (o invertir) la dirección del accionamiento del motor si colisiona con algo mientras se abre o se cierra, y el mecanismo de operación debería incluir un control de parada de emergencia. Debido a la compleja naturaleza crítica de estos sistemas, los procedimientos de las puertas de emergencia debería publicarse y formar parte de la capacitación de la instalación. También ahí debería Serán controles diarios del funcionamiento e inspecciones de rutina, periódicas y detalladas de la integridad estructural y operativa del sistema de acceso total.

6.1.7. Conductos.

Los conductos se pueden dividir en varios tipos según la función y el tamaño relacionado. Los conductos más grandes son usualmente para propósitos de HVAC, y se requieren dos conductos (entrada y retorno) para la sala de tratamiento. Las dimensiones de la sección transversal de estos conductos pueden ser de hasta 60 x 30 cm. Los siguientes conductos más grandes suelen ser para cables de máquinas y suelen ser de 30 x 10 cm (dimensiones de sección transversal). Se requiere un conducto circular, de no menos de 10 cm de diámetro, para cables misceláneos, como los que se utilizan con fines físicos y de control de

calidad. Este conducto, o uno similar, también puede proporcionar acceso para el monitoreo en tiempo real de los parámetros específicos del paciente durante los tratamientos. Los conductos eléctricos y de agua tienen una sección transversal circular y suelen tener un diámetro inferior a 10 cm.

El propósito de orientar correctamente el conducto es asegurar que:

1. La menor cantidad de concreto sea desplazada por el conducto en la dirección del haz de radiación.
2. La radiación directa que pasa a través de la abertura se minimiza.

Los conductos pueden salir de la habitación en ángulo con la pared para mantener este camino corto o pueden estar escalonados a través de la pared. Conductos debería Nunca se coloque en las barreras primarias, no importa cuán pequeñas sean.

6.1.7.1. Calefacción ventilación y aire acondicionado u conductos de alto voltaje.

Debido a su gran área de sección transversal, es importante que los conductos de HVAC y de alto voltaje se coloquen de tal manera que la radiación que pasa a través de ellos requiera la menor cantidad de blindaje correctivo. Esto dependerá de la energía más alta disponible del acelerador lineal, así como de la geometría del diseño. En el caso de que los conductos atraviesen las paredes, es importante que los conductos se coloquen lo más alto posible para reducir la cantidad de radiación dispersa hacia abajo y, por lo tanto, minimizar la exposición del personal fuera de la habitación.

6.1.7.1.1. Conductos que atraviesan el techo.

Es importante diseñar una sección transversal para el conducto que sea rectangular con una relación de aspecto lo más alta posible (es decir, la relación más alta entre el ancho y la altura). Además, la radiación secundaria del objetivo en la dirección del conducto debe ser lo más ortogonal posible al eje del conducto y también al lado más largo del conducto. Si el conducto tiene un ángulo de 90 grados directamente



sobre el techo, se puede aplicar fácilmente el blindaje adecuado, si es necesario, para los espacios ocupados arriba o abajo. Sin embargo, si se tiene en cuenta la distancia adicional al piso superior y el grosor del piso sobre el techo (típicamente, de 10 a 15 cm de hormigón), es posible que no se requiera protección adicional.

6.1.7.1.2. Cables de máquina.

Los cables de la máquina generalmente se colocan al nivel del piso dentro de la habitación, a menudo debajo del piso, y se inclinan hacia el área de control afuera o pasan directamente afuera, si están debajo del nivel del piso. Por lo general, no requieren protección adicional, a menos que, por alguna razón, el área de la consola esté detrás de una barrera principal.

6.1.7.1.3. Conductos de agua y eléctricos.

Los conductos de agua y eléctricos suelen tener $<2,5$ cm de diámetro y no se necesitan precauciones especiales, siempre que se sigan las pautas de colocación indicadas anteriormente. No es aconsejable construir estas tuberías directamente en el encofrado de hormigón debido a posibles fallas y dificultades de reemplazo. Por el contrario, se coloca un orificio de diámetro ligeramente mayor que el conducto requerido en el encofrado de hormigón para que el conducto pueda pasar fácilmente a través de él durante la instalación. Para conductos o tuberías de más de 2,5 cm de diámetro, se debe considerar envolver la tubería con plomo para compensar el hormigón faltante.

7. Diseño de estructura.

7.1. Selección de tipo de sistema estructural.

El sistema estructural finalmente elegido para hacer el diseño del centro de radioterapia fue el de confinado pórticos con vigas y columnas en concreto para los esfuerzos a compresión y el debido refuerzo de acero para los esfuerzos a tracción, debido a que el uso es de carácter especial ya que es del tipo de salud nos guiamos con la NSR10 título a los materiales y el tipo de diseño que se planteo fue así:

f_y estribos 60000 P.S.I. $3/8'' / 1/2''$

Acero de 60000 P.S.I. $\geq 1/2''$

Concreto $f_c = 280 \text{ kg/cm}^2$ (4000 P.S.I.)

Carga viva = 250 kg/cm^2

Carga viva = 350 kg/cm^2 (cubierta + granizo)

Carga muros divisorios = 300 kg/cm^2

Carga acabados = 90 kg/cm^2

Capacidad de Disipación de Energía Moderada (DMO)

Grupo de uso = IV (clínica) $I = 1.5$

Grado de desempeño elementos no estructurales: superior

Zona de respuesta sísmica: LACUSTRE 300

7.2. Modelación de estructura en RCB.

Ver planos anexos

Plano 1. Planta entre piso despiece de vigas sección de vigas

Plano 2. Cuadros de columnas despiece de vigas sección de vigas.

Plano 3. Planta de cubierta despiece de vigas sección de vigas.

Plano 4. Despiece de vigas.

Plano 5. Planta cubierta escaleras sección de vigas, sección de viga cuadro de columnas.

7.3. Memoria de cálculos de diseño de estructura.

7.3.1. REACCIONES

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:45:18 13/11/2020

P-Delta Analysis- Support Reactions

Support		Load	Force (ton)			Moment (ton-m)		
Axis	Floor	LdComb	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
1-A	1	1	4.84	4.65	70.82	-4.33	5.50	0.00
		2	5.37	5.14	83.35	-4.72	6.28	0.00
		3	27.05	6.70	80.89	-9.26	59.11	-0.02
		4	-17.38	2.60	60.75	0.60	-48.11	0.02
		5	6.91	25.36	80.75	-53.29	10.27	0.02
		6	2.77	-16.06	60.90	44.63	0.73	-0.01
		7	22.06	6.57	87.84	-8.35	46.68	-0.01
		8	-11.58	3.47	72.59	-0.89	-34.51	0.02
		9	6.81	20.70	87.73	-41.69	9.70	0.02
		10	3.67	-10.66	72.70	32.45	2.47	-0.01
		11	25.12	4.84	52.56	-7.53	56.91	-0.02
		12	-19.31	0.74	32.43	2.33	-50.31	0.02
		13	4.97	23.50	52.42	-51.56	8.07	0.02
		14	0.83	-17.92	32.57	46.36	-1.47	-0.02
2-A	1	1	8.67	-0.31	128.98	0.51	9.02	0.00
		2	9.71	-0.35	153.87	0.63	10.23	0.00
		3	29.78	2.25	139.42	-4.93	60.24	-0.02
		4	-12.45	-2.87	118.54	5.94	-42.21	0.02
		5	9.67	25.43	129.49	-53.44	11.35	0.02
		6	7.66	-26.05	128.47	54.45	6.69	-0.01
		7	25.44	1.60	155.55	-3.51	48.71	-0.01
		8	-6.54	-2.28	139.75	4.72	-28.86	0.02
		9	10.21	19.15	148.03	-40.24	11.69	0.02
		10	8.69	-19.83	147.26	41.45	8.16	-0.01
		11	26.32	2.37	87.82	-5.13	56.64	-0.02
		12	-15.92	-2.74	66.95	5.74	-45.81	0.02
		13	6.20	25.56	77.89	-53.65	7.74	0.02
		14	4.20	-25.93	76.88	54.25	3.09	-0.02
3-A	1	1	8.49	-0.07	126.00	0.27	8.64	0.00
		2	9.50	-0.10	150.25	0.39	9.75	0.00
		3	28.66	2.50	136.05	-5.18	57.65	-0.02
		4	-11.68	-2.64	115.94	5.72	-40.37	0.02
		5	8.46	25.76	126.18	-53.76	8.59	0.02
		6	8.51	-25.90	125.81	54.30	8.69	-0.01
		7	24.52	1.85	151.79	-3.76	46.58	-0.01
		8	-6.02	-2.04	136.57	4.49	-27.64	0.02
		9	9.23	19.47	144.33	-40.55	9.44	0.02
		10	9.27	-19.65	144.04	41.27	9.51	-0.01
		11	25.26	2.53	85.65	-5.28	54.19	-0.02
		12	-15.08	-2.61	65.55	5.61	-43.83	0.02
		13	5.07	25.79	75.78	-53.87	5.14	0.02
		14	5.12	-25.87	75.41	54.19	5.23	-0.02
4-A	1	1	8.61	0.40	128.83	-0.19	8.55	0.00
		2	9.62	0.40	153.67	-0.10	9.59	0.00
		3	29.96	2.96	139.40	-5.63	60.43	-0.02
		4	-12.73	-2.16	118.25	5.25	-43.32	0.02
		5	7.57	26.15	128.07	-54.15	6.15	0.02
		6	9.66	-25.35	129.58	53.77	10.95	-0.01
		7	25.53	2.34	155.47	-4.24	48.61	-0.01
		8	-6.79	-1.54	139.45	4.00	-29.94	0.02
		9	8.58	19.90	146.89	-40.97	7.52	0.02
		10	10.16	-19.10	148.03	40.73	11.15	-0.01
		11	26.51	2.80	87.87	-5.55	57.01	-0.02
		12	-16.18	-2.32	66.72	5.32	-46.74	0.02
		13	4.12	25.99	76.54	-54.07	2.73	0.02
		14	6.21	-25.51	78.05	53.84	7.53	-0.02
5-A	1	1	4.99	-4.66	70.89	4.74	4.80	0.00
		2	5.51	-5.17	83.36	5.34	5.30	0.00
		3	27.69	-2.61	80.97	-0.18	59.71	-0.02
		4	-17.72	-6.70	60.81	9.67	-50.10	0.02
		5	2.83	16.02	61.11	-44.19	-0.09	0.02
		6	7.14	-25.34	80.68	53.67	9.70	-0.01
		7	22.57	-3.50	87.88	1.46	46.75	-0.01
		8	-11.81	-6.59	72.62	8.92	-36.40	0.02
		9	3.75	10.61	72.84	-31.86	1.47	0.02
		10	7.01	-20.70	87.66	42.24	8.88	-0.01

Documento completo ver anexo 1

7.3.2. Diseño

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
8:40:40 a. m. 13/11/2020

LOAD COMBINATIONS

No	Load combination
1	1.4D0 + 1.4DL
2	1.2D0 + 1.2DL + 1.6LL
3	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + EQX + .3EQY
4	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + EQX - .3EQY
5	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + EQX + .3EQY
6	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + EQX - .3EQY
7	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + .3EQX + EQY
8	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + .3EQX - EQY
9	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + .3EQX + EQY
10	1.2D0 + 1.2DL + .5LL + .3EQX - EQY
11	.9D0 + .9DL + EQX + .3EQY
12	.9D0 + .9DL + EQX - .3EQY
13	.9D0 + .9DL + EQX + .3EQY
14	.9D0 + .9DL + EQX - .3EQY
15	.9D0 + .9DL + .3EQX + EQY
16	.9D0 + .9DL + .3EQX - EQY
17	.9D0 + .9DL + .3EQX + EQY
18	.9D0 + .9DL + .3EQX - EQY

STRONG COLUMN WEAK BEAM CHECK

Units: ton-m

Axis	Floor	Direction 2					Direction 3				
		S.Mnc->	S.Mnb->	S.Mnc<-	S.Mnb<-	Ratio	S.Mnc->	S.Mnb->	S.Mnc<-	S.Mnb<-	Ratio
1-A	2	130.0	23.6	133.0	70.9	1.9	137.0	77.0	119.8	25.7	1.8
2-A	2	162.8	96.7	157.6	97.1	1.6	164.7	99.5	155.7	33.2	1.7
3-A	2	156.4	93.2	151.3	93.3	1.6	158.5	96.0	149.3	32.0	1.7
4-A	2	162.8	96.0	157.6	95.8	1.6	164.8	99.7	155.6	33.2	1.7
5-A	2	135.8	71.8	123.0	23.9	1.9	133.0	77.6	130.0	25.9	1.7
1-B	2	168.5	30.3	165.1	91.0	1.8	169.9	112.8	163.8	114.0	1.4
2-B	2	146.5	124.4	145.5	125.4	1.2	146.4	157.0	145.5	156.4	1.2
3-B	2	146.4	118.4	145.4	118.6	1.2	146.4	153.0	145.4	152.3	1.2
4-B	2	146.5	167.0	145.5	165.2	1.2	146.5	143.0	145.5	142.8	1.2
5-B	2	225.2	114.6	215.1	38.2	2.0	220.1	112.8	223.0	111.8	2.0
1-C	2	188.2	28.7	196.1	86.0	2.3	197.4	137.2	186.9	141.2	1.3
2-C	2	145.5	116.4	146.5	116.6	1.3	146.5	181.8	145.5	180.7	1.3
3-C	2	145.4	113.6	146.4	113.5	1.3	146.5	152.4	145.4	152.5	1.3
4-C	2	166.4	170.8	166.1	167.8	1.2	166.2	148.1	166.4	148.0	1.2
5-C	2	255.8	117.0	260.0	39.0	2.2	250.0	103.5	261.7	105.2	2.4
5-C	3	7056.3	106.8	7055.8	35.6	66.0	6615.5	109.3	6617.1	107.7	60.5
1-D	2	219.2	24.1	252.1	71.4	3.5	236.7	33.4	234.6	100.2	2.3
1-D	3	8560.5	25.7	8557.5	77.1	111.0	8050.0	35.3	8049.9	106.0	76.0
2-D	2	228.8	98.8	233.0	99.0	2.3	232.5	43.4	230.4	130.3	1.8
3-D	2	168.6	89.6	175.0	89.5	1.9	173.3	35.6	170.3	106.9	1.6
4-D	2	175.1	99.6	181.3	98.5	1.8	179.7	35.5	176.7	106.6	1.7
5-D	2	130.5	71.8	133.8	23.9	1.8	123.8	26.3	136.0	79.0	1.7

S.Mnc: Sum of nominal flexural strengths of columns framing into the joint
S.Mnb: Sum of nominal flexural strengths of beams framing into the joint
--> : Drift +
<-- : Drift -
Ratio: MIN (S.Mnc/SMnb -->, S.Mnc/SMnb <--)
Check: OK If Ratio > 1.2
X If Ratio < 1.2 *

Documento completo ver anexo 2

7.3.3. Datos

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:47:08 13/11/2020

GENERAL INPUT DATA

Structure type: Three-Dimensional Frame Structure
Number of Floor Grids = 1
Building total length = 29.35 m
Building total width = 35.25 m

STORY INFORMATION

Number of Stories = 3
Total Frame Height = 9.08 m

Floor	Story Height	Grid No
1	3.24	1
2	3.24	1
3	2.60	1
4	-	1

* Story Height in (m)

STRUCTURAL GRID INFORMATION

GRID No 1

Grid Point	X	Y
1-A	0.00	0.00
2-A	0.00	8.95
3-A	0.00	17.63
4-A	0.00	26.25
5-A	0.00	35.25
1-B	9.43	0.00
2-B	9.43	8.95
3-B	9.43	17.63
4-B	9.43	26.25
4a-B	9.43	31.09
5-B	9.43	35.25
4a-Ba	11.95	31.09
4'-Ba	11.95	33.33
5-Ba	11.95	35.25
4a-Bb	14.30	31.09
4'-Bb	14.30	33.33
5-Bb	14.30	35.25
4a-Bc	16.63	31.09
4b-Bc	16.63	32.32
4'-Bc	16.63	33.33
5-Bc	16.63	35.25
1-C	19.61	0.00
2-C	19.61	8.95
3-C	19.61	17.63
4-C	19.61	26.25
4a-C	19.61	31.09
4b-C	19.61	32.32
4'-C	19.61	33.33
5-C	19.61	35.25
1-Ca	24.78	0.00
1'-Ca	24.78	2.02
1a-Ca	24.78	4.32
2-Ca	24.78	8.95
1-C'	27.02	0.00
1'-C'	27.02	2.02
1a-C'	27.02	4.32
1-D	29.35	0.00
1'-D	29.35	2.02
1a-D	29.35	4.32
2-D	29.35	8.95
3-D	29.35	17.63
4-D	29.35	26.25
5-D	29.35	35.25

* Coordinates X & Y are in (m)

7.3.4 DERIVAS

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:46:25 13/11/2020

P-DELTA ANALYSIS - SUMMARY MAXIMUM STORY DRIFT RATIO, Δ/h

Story	Drift-Ratio at CENTER OF MASS			MAXIMUM Corner Story-Drift-Ratio			
	DriftX	DriftY	DriftR	DriftX	DriftY	DriftR	Axis
3	0.0006	0.0016	0.0016	0.0015	0.0016	0.0016	5-Ba
2	0.0044	0.0040	0.0044	0.0049	0.0042	0.0049	5-A
1	0.0035	0.0033	0.0035	0.0039	0.0035	0.0039	5-A
Maxima	0.0044	0.0040	0.0044	0.0049	0.0042	0.0049	

$\text{DriftX} = (\Delta x/h)_{\max}$
 $\text{DriftY} = (\Delta y/h)_{\max}$
 $\text{DriftR} = \{[(\Delta x/h)^2 + (\Delta y/h)^2]^{1/2}\}_{\max}$

P-DELTA ANALYSIS - DETAILED MAXIMUM STORY DRIFT RATIO, δ/h

Story	ColAxis	($\delta x/h$) _{max}	($\delta y/h$) _{max}	$\{[(\delta x/h)^2 + (\delta y/h)^2]^{1/2}\}_{\max}$
3	4a-Ba	0.0006	0.0016	0.0016
	5-Ba	0.0010	0.0016	0.0016
	4a-Bc	0.0006	0.0015	0.0015
	5-Bc	0.0010	0.0015	0.0015
	4a-C	0.0006	0.0016	0.0016
	5-C	0.0010	0.0016	0.0016
	1-Ca	0.0014	0.0010	0.0014
	1a-Ca	0.0015	0.0010	0.0015
	1-C'	0.0014	0.0012	0.0014
	1a-C'	0.0015	0.0012	0.0015
	1-D	0.0014	0.0014	0.0014
	1a-D	0.0015	0.0014	0.0015
	1-A	0.0048	0.0042	0.0048
	2-A	0.0046	0.0042	0.0046
	3-A	0.0044	0.0042	0.0044
	4-A	0.0046	0.0042	0.0047
2	5-A	0.0049	0.0042	0.0049
	1-B	0.0048	0.0040	0.0048
	2-B	0.0046	0.0040	0.0046
	3-B	0.0044	0.0040	0.0044
	4-B	0.0046	0.0040	0.0046
	5-B	0.0049	0.0040	0.0049
	1-C	0.0048	0.0040	0.0048
	2-C	0.0046	0.0040	0.0046
	3-C	0.0044	0.0040	0.0044
	4-C	0.0046	0.0040	0.0046
	5-C	0.0049	0.0040	0.0049
	1-D	0.0048	0.0042	0.0048
	2-D	0.0046	0.0042	0.0046
	3-D	0.0044	0.0042	0.0044
	4-D	0.0046	0.0042	0.0047
	5-D	0.0049	0.0042	0.0049
1	1-A	0.0038	0.0034	0.0038
	2-A	0.0037	0.0034	0.0037
	3-A	0.0035	0.0034	0.0035
	4-A	0.0037	0.0034	0.0037
	5-A	0.0039	0.0034	0.0039
	1-B	0.0038	0.0033	0.0038
	2-B	0.0037	0.0033	0.0037
	3-B	0.0035	0.0033	0.0035
	4-B	0.0037	0.0033	0.0037
	5-B	0.0039	0.0033	0.0039
	1-C	0.0038	0.0033	0.0038
	2-C	0.0037	0.0033	0.0037
	3-C	0.0035	0.0033	0.0035
	4-C	0.0037	0.0033	0.0037
	5-C	0.0039	0.0033	0.0039
	1-D	0.0038	0.0035	0.0038
	2-D	0.0037	0.0035	0.0037
	3-D	0.0035	0.0035	0.0035
	4-D	0.0037	0.0035	0.0037
	5-D	0.0039	0.0035	0.0039

7.3.5. Sismo ajustado.

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:47:56 13/11/2020

SEISMIC DESIGN CODE: COL BOGOTA-10

SEISMIC BASE LEVEL: 1

SEISMIC FORCE RESISTING SYSTEM

System X-Direction: C: Moment Res.Frame
System Y-Direction: C: Moment Res.Frame

Energy dissip capacity: 2: Moderate-DMO

EQUIVALENT STATIC EARTHQUAKE FORCES COL BOGOTA-10

Base Shear

$V = S_a W$
 $S_a = 1.2 A_v F_v I / T$, $S_a = 1.2 A_v F_v T_1 / T^2$ for $T > T_1$
 $S_a = 2.5 A_a F_a I$ for $T < T_c$, where $T_c = 0.48 A_v F_v / A_a F_a$

SEISMIC PARAMETERS

Eff. peak acceleration & veloc., $A_a = .15$ $A_v = .20$

Importance coefficient, $I = 1.5$

GROUP	COEFFICIENT
IV - Essential facilities	1.50
III- Public assistance facilities	1.25
II - Especial occupancy buildings	1.10
I - Normal occupancy buildings	1.00

Seismic zone No. = 8

BOGOTÁ, D. C. - SEISMIC ZONES

1: CERROS	9: LACUSTRE-500
2: PIEDEMONTE A	10: LACUSTRE ALUVIAL-200
3: PIEDEMONTE B	11: LACUSTRE ALUVIAL-300
4: PIEDEMONTE C	12: ALUVIAL-50
5: LACUSTRE-50	13: ALUVIAL-100
6: LACUSTRE-100	14: ALUVIAL-200
7: LACUSTRE-200	15: ALUVIAL-300
8: LACUSTRE-300	16: DEPOSITO LADERA

	X-direction	Y-direction
Seismic Force-resisting system	C: Moment	C: Moment
Energy Dissipation Coefficient, R_o	5	5
Computed fundamental period (sec)	.431	.41
$T = 0.1 N$.3	.3
$T_a = C_t (H_n)^x$	0.047 $H^{0.9}$	0.047 $H^{0.9}$
	.34	.34
* $T_{max} = 1.7 T_a$.58	.58
* $T_{max} = C_u T_a$		
$C_u = 1.75 - 1.2 A_v F_v$	>= 1.2	
Fundamental period, T	.431	.41

Documento completo anexo 5

7.3.6. Sismo espectral

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:48:14 13/11/2020

SEISMIC DESIGN CODE: COLBOGOTA-10

SEISMIC BASE LEVEL: 1

SEISMIC FORCE RESISTING SYSTEM

System X-Direction: C: Moment Res.Frame
System Y-Direction: C: Moment Res.Frame

Energy dissip capacity: 2: Moderate-DMO

RESPONSE SPECTRUM EARTHQUAKE FORCES COL BOGOTA-10

Elastic Modal Base Shear
Vm = Sam Wm'
Sam = Spectral modal acceleration
Wm' = Effective modal weight

ANALYSIS PARAMETERS

Number of modes to be included ... = 9

	X-direction	Y-direction
Energy dissipation coefficient, Ro =	5	5

SPECTRAL MODAL ACCELERATION

Sam = 2.5 Aa Fa I For Tm ≤ Tc
Sam = 1.2 Av Fv I/Tm For Tc < Tm < T1
Sam = 1.2 Av Fv T1 I/Tm² For Tm > T1

Eff. peak acceleration & veloc., Aa = .15 Av = .20

Importance coefficient, I = 1.5

GROUP	COEFFICIENT
IV - Essential facilities	1.50
III- Public assistance facilities	1.25
II - Especial occupancy buildings	1.10
I - Normal occupancy buildings	1.00

Seismic zone No. = 8

BOGOTA, D.C. - SEISMIC ZONES

1: CERROS	9: LACUSTRE-500
2: PIEDEMONTE A	10: LACUSTRE ALUVIAL-200
3: PIEDEMONTE B	11: LACUSTRE ALUVIAL-300
4: PIEDEMONTE C	12: ALUVIAL-50
5: LACUSTRE-50	13: ALUVIAL-100
6: LACUSTRE-100	14: ALUVIAL-200
7: LACUSTRE-200	15: ALUVIAL-300
8: LACUSTRE-300	16: DEPOSITO LADERA

Documento completo anexo 6

7.3.7. Redundancia

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:48:46 13/11/2020

REDUNDANCY ANALYSIS

STORY-STRENGTH REDUCTION DUE TO REMOVAL OF CRITICAL ELEMENT

Story	EARTHQUAKE - X				EARTHQUAKE - Y			
	Vi	Vi/Vb	Crit.Element	Ve/Vi	Vi	Vi/Vb	Crit.Element	Ve/Vi
3	9.9	0.04	-	-	9.9	0.04	-	-
2	169.3	0.67	BEM:1 (C-D)	0.12	169.3	0.67	BEM:D(1-2)	0.10
1	254.1	1.00	BEM:1 (C-D)	0.10	254.1	1.00	BEM:D(1-2)	0.10
MAXIMA				0.12				0.10

NOTE: Shear values are divided by R

Removal of any critical element on any story supporting more than 35% Vb (Base Shear) would not reduce the story strength by more than 33%. Thus SEISMIC FORCE-RESISTING SYSTEM SEEMS REDUNDANT!!
It should be investigated if removal of critical element would induce Extreme Torsional Irregularity (1bP)

Proposed Reduction Factor for Lack of Redundancy: $\phi_{rx} = 1$ $\phi_{ry} = 1$

Documento completo anexo 7

7.3.8. Irregularidad vertical

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:49:59 13/11/2020

DRIFT-BASED FLEXIBLE-STORY CHECK - NSR-10

Story	EARTHQUAKE - X				EARTHQUAKE - Y			
	Δ_{cm}^*	Δ_{cm}/h	Δ^n/Δ^{n+1}	Irregular	Δ_{cm}^*	Δ_{cm}/h	Δ^n/Δ^{n+1}	Irregular
3	0.1533	0.0006	-	-	0.4042	0.0016	-	-
2	1.4215	0.0044	9.2743	?	1.2866	0.0040	3.1832	?
1	1.1344	0.0035	0.7980	NO	1.0681	0.0033	0.8302	NO

* Δ_{cm} : Story drift at center of mass (cm)

$n/n+1 \Delta/h$: $(\Delta_{cm}/h)_n / (\Delta_{cm}/h)_{n+1}$: Ratio between drift ratio at CM of a story and that of story above

Vertical irregularities type 1a, 1b, 2 and 3 do not apply if drift ratio of each story is less than 1.3 that of next story above (i.e. $n/n+1 \Delta/h < 1.3$). Story drift ratio of top two stories are not considered

Stiffness-based flexible story check is not required!

It can be considered that vertical irregularities type 1aA, 1bA, 2A and 3A DO NOT EXIST !

Use: $\phi_a = 1$

DESIGN-SHEAR BASED STORY STIFFNESS

Story	X - DIRECTION			Y - DIRECTION		
	Shear X	$\Delta_{cm} X$	Kx	Shear Y	$\Delta_{cm} Y$	Ky
3	49.6	0.1533	323.3	49.6	0.4042	122.6
2	846.3	1.4215	595.3	846.3	1.2866	657.8
1	1270.7	1.1344	1120.2	1270.7	1.0681	1189.8

Shear: Design Shear, in ton

Δ_{cm} : Drift at center of mass, in cm

K: Story stiffness, in ton/cm

STIFFNESS-BASED FLEXIBLE-STORY CHECK - NSR-10

Story	EARTHQUAKE - X				EARTHQUAKE - Y			
	Kn	Kn/Kn+1	Kn/Kavg3	Irregular	Kn	Kn/Kn+1	Kn/Kavg3	Irregular
3	323.3	-	-	-	122.6	-	-	-
2	595.3	1.841	-	NO	657.8	5.365	-	NO
1	1120.2	1.882	-	NO	1189.8	1.809	-	NO

Kn: Stiffness of story n, in ton/cm

Kn/Kn+1: Ratio between stiffness of story n and that of store above n

Kn/Kavg3: Ratio between stiffness of story n and average stiffness of three stories above n

Stiffness-soft story irregularity is considered to exist if $Kn/Kn+1 < 0.7$ or $Kn/Kavg3 < 0.8$

Stiffness-EXTreme soft story irregularity is considered to exist if $Kn/Kn+1 < 0.6$ or $Kn/Kavg3 < 0.7$

Stiffness-flexible story irregularity types 1aA and 1bA do NOT exist.

Documento completo anexo 8

7.3.9. Irregularidad en planta

EngSolutions RCB Version 9.0.7 - License No: A946-A1896

Page No. 1

Company: PARALELO DG ING.
Project: CLINICA

Engineer: MILLER AVILA
9:50:28 13/11/2020

PLAN TORSIONAL IRREGULARITY CHECK - NSR-10

Level	EARTHQUAKE - X				EARTHQUAKE - Y			
	Δ/h max	Δ/h avg	max/avg Δ/h	Irregular	Δ/h max	Δ/h avg	max/avg Δ/h	Irregular
4	0.0015	0.0006	2.5448	EXT	0.0021	0.0016	1.3343	YES
3	0.0049	0.0044	1.1200	NO	0.0042	0.0040	1.0544	NO
2	0.0039	0.0035	1.1197	NO	0.0035	0.0033	1.0556	NO

Torsional irregularity is considered to exist if Δ/h max > 1.2 Δ/h ave
EXTreme torsional irregularity is considered to exist if Δ/h max > 1.4 Δ/h ave

TORSIONAL IRREGULARITIES (1aP) EXIST !!!
EXTREME TORSIONAL IRREGULARITIES (1bP) EXIST !!!

Notes:

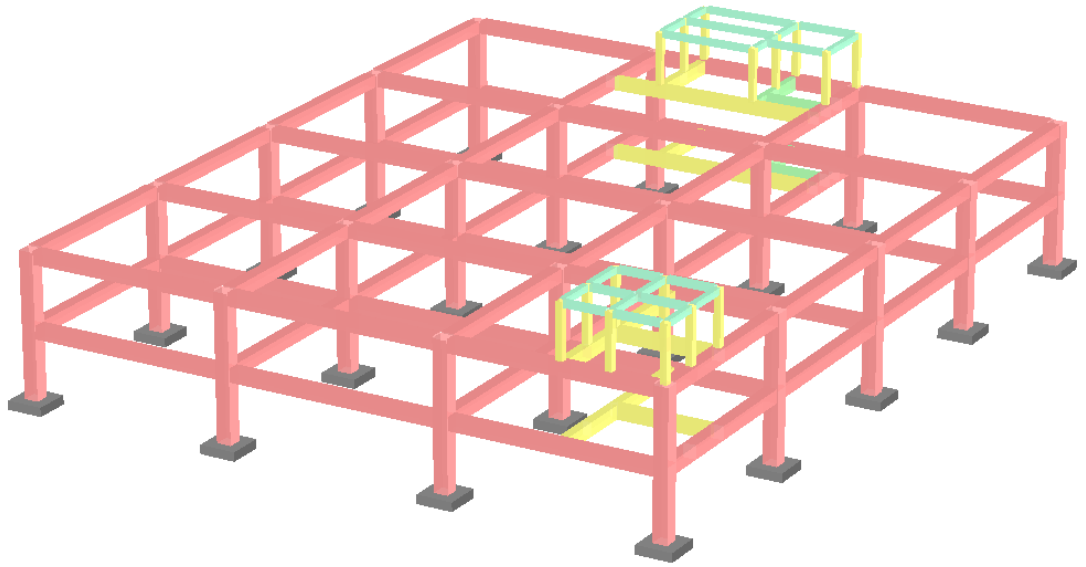
The determination of torsional irregularities (plan structural irregularity type 1) and computation of amplification factors for accidental torsion A_x , is conducted according to FEMA's NEHRP Recommended Provisions for Seismic Regulations for New Buildings and other Structures, Provisions and Commentary ed. 1994, 1997, 2000, 2003, 2009, which is applicable to the following building codes derived from the above documents: (USA) IBC-03/06, ASCE 7-05/10, CBC-01/07, UBC-97, (COLOMBIA) NSR-10, and (PAN) REP-2004, (Dom) R-001, (GUA) NSI

AMPLIFICATION FACTORS ACCIDENTAL TORSION, A_x

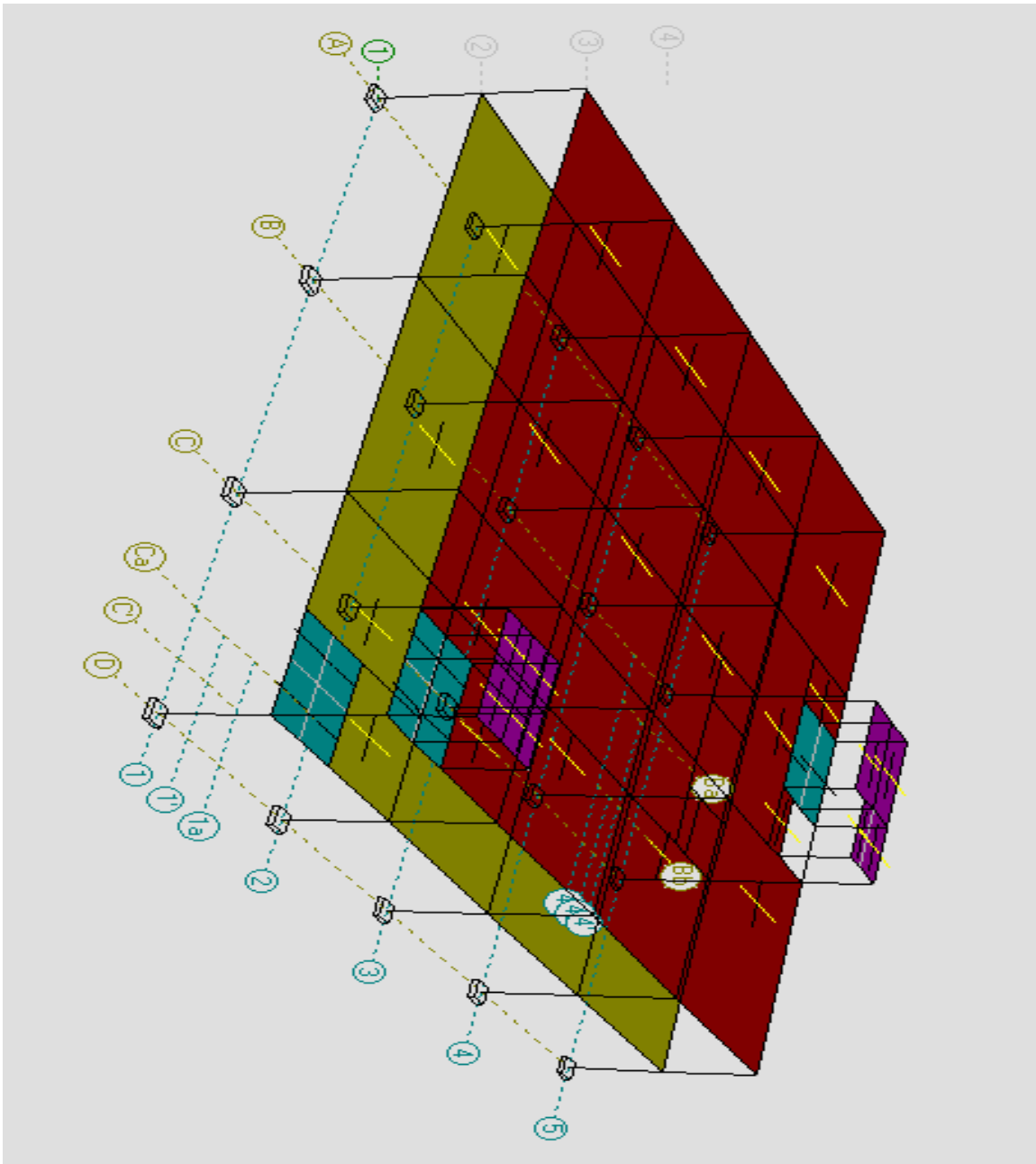
Level	EARTHQUAKE - X				EARTHQUAKE - Y			
	\bar{g}_{max}	\bar{g}_{avg}	$\bar{g}_{max}/\bar{g}_{avg}$	A_x	\bar{g}_{max}	\bar{g}_{avg}	$\bar{g}_{max}/\bar{g}_{avg}$	A_x
4	3.142	2.878	1.092	1.000	2.849	2.759	1.033	1.000
3	2.862	2.556	1.120	1.000	2.481	2.355	1.054	1.000
2	1.270	1.134	1.120	1.000	1.127	1.068	1.056	1.000

Displacement units: cm
 $A_x = [\bar{g}_{max} / 1.2 \bar{g}_{avg}]^2 < 3.0$

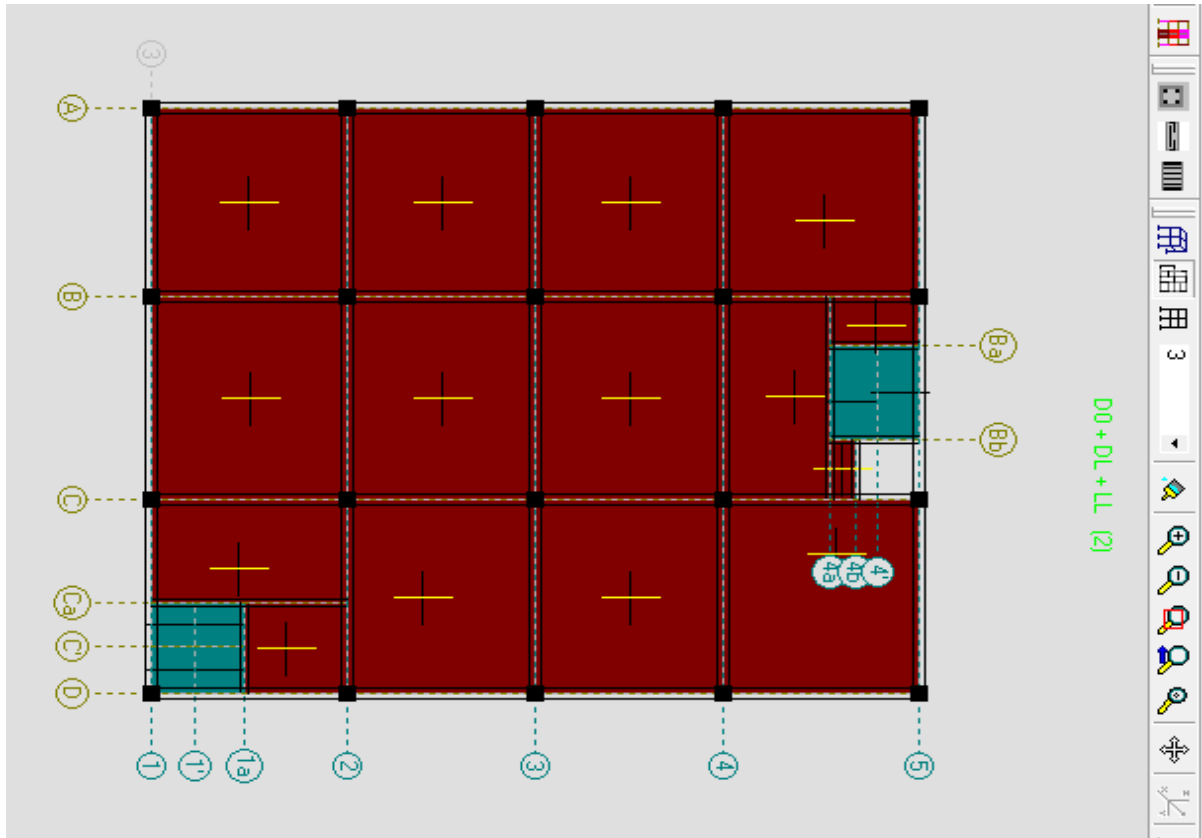
7.3.10. Graficas



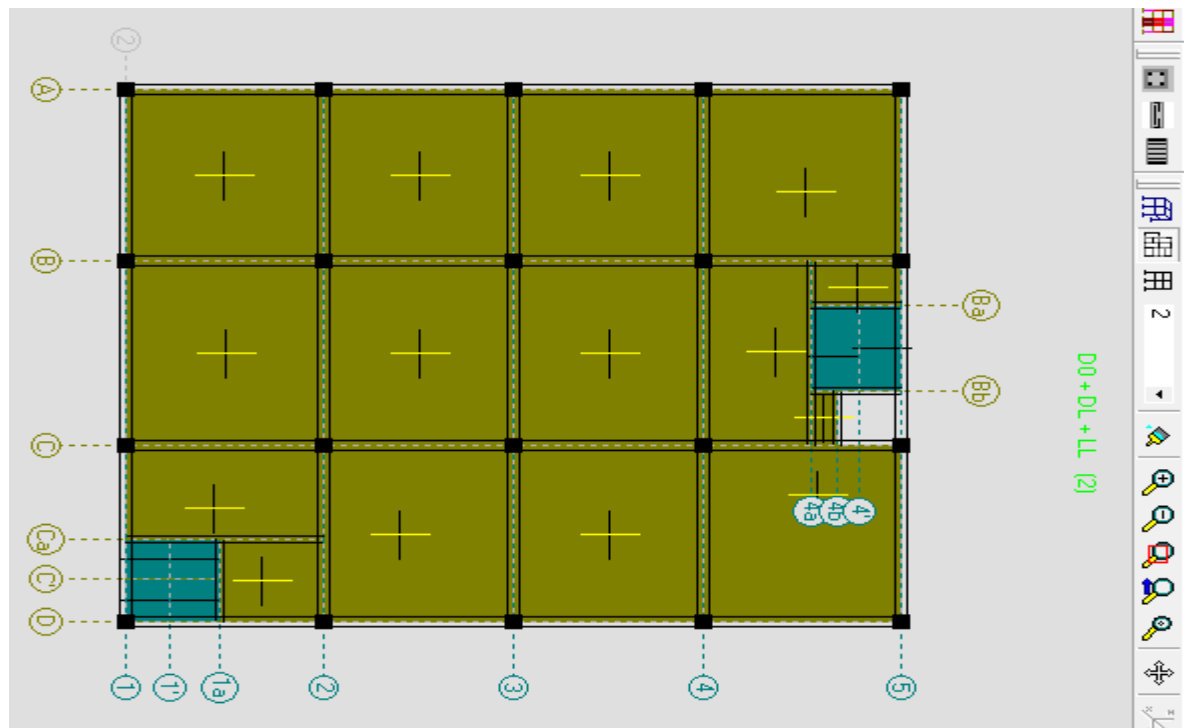
GRAFICA 1 propuesta de cimentación



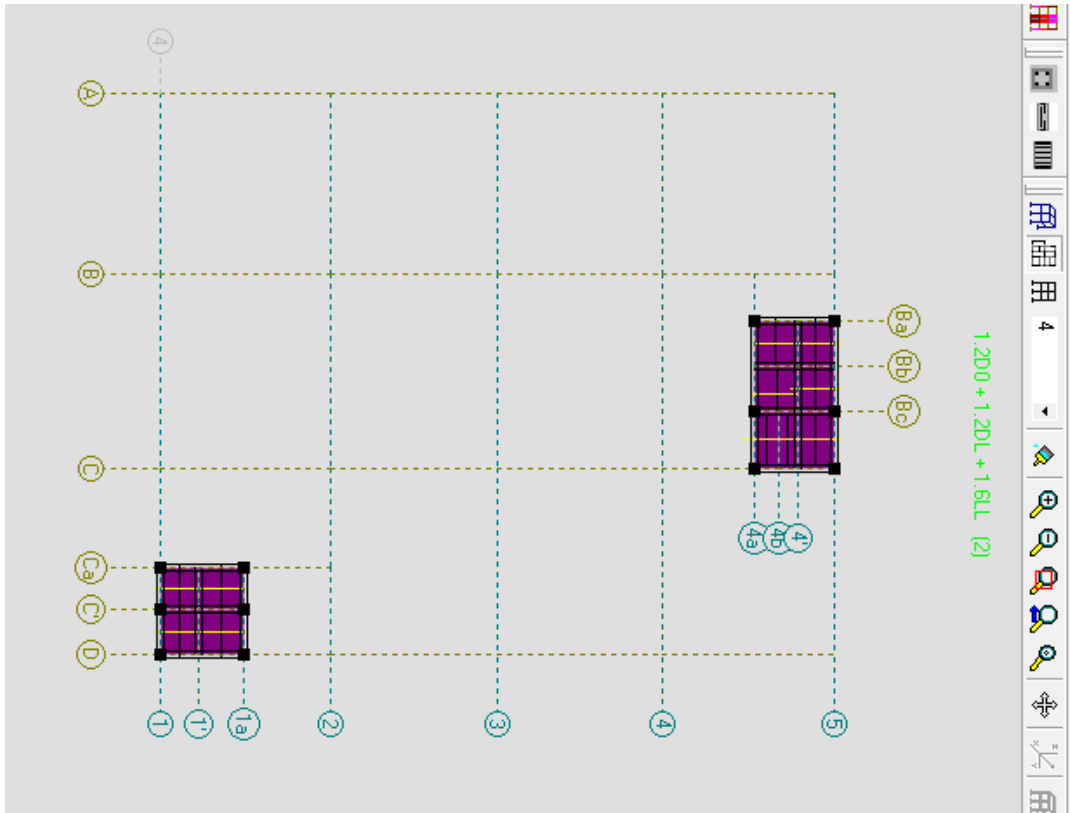
Grafica 2 vista isométrica de placas incluida propuesta de cimentación



GRAFICA 3 ejes de la estructura piso 1



GRAFICA 4 ejes de la estructura piso 2



GRAFICA 5 ascensor y escaleras

8. CONCLUSIONES

- La necesidad en Colombia de la construcción de nuevos y mejores instalaciones de centros de radioterapia nos invita como futuros ingenieros civiles al estudio más extenso y adecuado del correcto diseño y construcción de este tipo de recintos.
- Para el diseño de blindaje el material elegido fue hormigón para el caso de los bunker y una combinación de hormigón y plomo para la sala del tomógrafo. Aunque otras combinaciones de materiales nos puede arrojar espesores más pequeños.
- Las dimensiones de los bunker fueron de alrededor de 2m de espesor mostrándonos que la cantidad de radiación a controlar es bastante intensa y por ello nos da un grosor tan alto si hacemos una combinación entre plomo y hormigón este espesor se puede reducir hasta en un 50%.

Al observar los cálculos para las barreras que protegen los puntos de control para el tomógrafo se puede concluir y sugerir:

- Las demás barreras deben ser blindada en plomo según la cantidad comercial que más se aproxime al espesor calculado.
- Las puertas deben ser blindadas en plomo de 1mm ya que su espesor no supera 1mm de plomo.

En cuanto a la estructura:

- La estructura esta analizada bajo parámetros de la nsr10, es una estructura aporticada con vigas y columnas en hormigón armado, con viguetas armadas en ambos sentidos, esto dado que las luces son muy grandes bajo los parámetros dela Nsr10 en el titulo c que habla de concreto estructural.
- Para facilidad de la estructura los muros y blindaje se hicieron dentro de esta es decir estos muros no sostienen cargas de ningún tipo dentro de las instalaciones a excepción de su propio peso y se debe tener en cuenta este peso para hacer los respectivos ajusten en la cimentación que se



desea proponer como por ejemplo aumentar el número de viguetas de cimentación en esta área.

- La estructura fue diseñada con el programa RCB de diseño estructural cuyo autor es Emg Solutions cuyo autor es el Dr. en estructuras Ricardo e Barbosa. Con numero de licencia A946-A1896 y Las cargas vivas son tomadas del título B de la NSR10 capitulo b.4 cargas vivas tabla B.4.2.1 - 1, con ello se tiene en cuenta la edificación de estructuras especiales dadas en la NSR10 como lo son clínicas hospitales y centros de atención para la salud.

9. RECOMENDACIONES

- Para la divulgación del trabajo se recomienda subir el resultado final al repositorio de trabajos de grado de la universidad católica de Colombia, la ingeniera Olga lucia Vanegas lo podrá usar en el avance de su semillero de investigación y dado que el codirector es profesor activo de la universidad javeriana de Colombia, este podrá hacer su uso para gestionar su catedra académica y preparar clases relacionadas al tema en cuanto a las clases de la maestría de física médica. El trabajo también servirá de guía para estudiantes de arquitectura e ingeniería interesados en la construcción de clínicas y hospitales y que dentro de sus instalaciones requieran del uso de aceleradores lineales para tratamientos de enfermedades cancerígenas así como investigaciones que se puedan realizar alrededor de este campo.
- Dado que por cuestiones de pandemia no se pudo hacer diseño de cimentación ya que no se lograron hacer los adecuados estudios de suelos para poder hacer los cálculos respectivos debido a que los laboratorios de la universidad católica de Colombia estaban cerrados, Para diseñar la cimentación se necesita hacer apiques, por ello se recomienda que se haga, bajo la microzonificación sísmica decreto 523 de la Nsr10 en el cual se indica que el lote está ubicado en lacustre 300 por lo tanto la capacidad portante es muy baja debido a las cargas se sugiere hacer un mejoramiento de terreno, enseguida una placa maciza con vigas T invertidas y las vigas sobre dados y pilotes teniendo en cuenta las cargas ver reacciones. La Dirección del lote está en la carrera 47 a con calle 100.



10. BIBLIOGRAFIA

Bibliografía

- [1] [cenetec.gob.mx/](http://www.cenetec.gob.mx/), «cenetec.gob.mx,» 21 septiembre 2020. [En línea]. Available: <http://www.cenetec.gob.mx/>.
- [2] G. P. G. F. Ursula Giedion, «Diseño y Ajuste de los Planes Explicitos de Beneficios: Caso Colombia y México,» Santiago De Chile, 2009.
- [3] Instituto Nacional de Cancerología de Colombia, «Análisis de la Situación De Cancer En Colombia 2015,» *Revista*, pp. 1-123, 2015.
- [4] Mayo Clinic, Mayo Clinic Family Health Book, Rochester, 2019.
- [5] J. O. S. Cañón, *UN ANÁLISIS SOBRE LA APLICACIÓN EN COLOMBIA DE LAS VACACIONES PROFILÁCTICAS DE LOS TRABAJADORES OCUPACIONALMENTE EXPUESTOS A RADIACIONES IONIZANTES*, Bogotá: Repositorio Universidad Católica De Colombia, 2017.
- [6] Ministerio de Ambiente, Vivienda y Desarrollo Territorial, «El Reglamento Colombiano de Construcción Sismo Resistente NSR10,» Bogotá DC, 2010.
- [7] O. A. A. BLANCO, «Implementación de métodos simplificados de cálculo de dosis de radio terapia como herramientas de control redundante,» *COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA ARGENTINA*, pp. 1-70, 2016.
- [8] Medicaexpo, «<https://www.medicaexpo.es/>,» 20 septiembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.medicaexpo.es/>.
- [9] El Hospital, «[elhospital.com](http://www.elhospital.com),» 21 septiembre 2020. [En línea]. Available: <http://www.elhospital.com>.
- [10] P. C. D. a. S. Venkataraman, «100 Years of Einstein's Photoelectric Effect,» *World Year Of Physics, Indian Institute of Technology – Madras*, pp. 1-16, 2005.
- [11] Area tecnología, «[areatecnologia.com](http://www.areatecnologia.com),» 20 julio 2020. [En línea]. Available: <http://www.areatecnologia.com/electricidad/efecto-fotoelectrico.html>.
- [12] R. D. Evans, *Corpuscles and Radiation in Matter II / Korpuskeln und Strahlung in Materie II*, S. Flügge, 1958.



- [13] elgpsylateoriadelarelatividad, «elgpsylateoriadelarelatividad,» 20 julio 2020. [En línea]. Available: <https://elgpsylateoriadelarelatividad.weebly.com/explicacioacuten-acerca-del-efecto-compton/explicacion-efecto-compton>.
- [14] H. J. Bhabha, «The creation of electron pairs by fast charged particles,» 20 julio 2020. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.1098/rspa.1935.0208>.
- [15] M. M. Caro, «Interacci' on Radiaci' on-Materia conceptos basicos, técnicas experimentales avanzadas,» 2013.
- [16] Ministerio De La Protección Social, «Buenas Prácticas Clínicas,» www.digitosydiseños.com, Bogota DC, 2009.
- [17] A. S. Jerold Busherg, The Essencial Physics of Medical Imaging, Philadelphia: Lip pingcott Williams & Wilkins, 2012.
- [18] hyperphysics, «hyperphysics,» 20 julio 2020. [En línea]. Available: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Nuclear/radact.html>.
- [19] Cancer.net, «Cancer.net,» 20 julio 2020. [En línea]. Available: <https://www.cancer.net/es/desplazarse-por-atenci%C3%B3n-del-c%C3%A1ncer/c%C3%B3mo-se-trata-el-c%C3%A1ncer/radioterapia/qu%C3%A9-es-la-radioterapia>.
- [20] H. Aguilera, «IV escuela mexicana de física nuclear Notas,» de *IV escuela mexicana de física nuclear Notas*, Mexico DF, 2005.
- [21] Medica, Sociedad Española de Física, Fundamento de Física Medica, Madrid: ADI Servicios Editoriales, 2011.
- [22] siemens, «siemens-healthineers,» 21 septiembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.siemens-healthineers.com/>.
- [23] noticias cyl, «noticiascyl.,» 21 septiembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.noticiascyl.com/>.
- [24] oncologysystems, «oncologysystems,» 21 septiembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.oncologysystems.com/>.
- [25] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, «NCRP REPORT 151,» *NCRP REPORT*, 2005.
- [26] D. A. L. W. B. H. S. M. J. A. Purdy, «A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,» *Medical Physics*, 1998.



- [27] M. V. A. A. APerezM.D.a, «Clinical dose–volume histogram analysis for pneumonitis after 3D treatment for non-small cell lung cancer (NSCLC),» *international journal of radiation oncolgy biology physycs*, pp. 323-329, 1 septiembre 1999.
- [28] American Association of Physicists in Medicine, « Radiation Therapy Committee. “A protocol for the determination of,» *American Association of Physicists in Medicine*, pp. 741-771, 1983.
- [29] American Association of Physicists in Medicine., «e. The Physical Aspects of Total and a Half Body Photon Irradiation,» *American Association of Physicists in Medicine.*, 1986.
- [30] International Atomic Energy Agency, « Radiological Safety Aspects of the Operation of Electron Linear Accelerators,» *International Atomic Energy Agency*, p. REPORTS 188, 1979.
- [31] S. E. D. F. Médica, Radiobiología Clínica, MADRID: Sociedad Española De Física Médica, 2003.